UNIVERSITÉ DE BORDEAUX II
Unité d'Enseignement et de Recherche d'Odontologie

3ème Cycle
d'Enseignement Supérieur
N° d'ordre : 5

ANNÉE 1972

Thèse pour le Doctorat en Chirurgie Dentaire

présentée et soutenue publiquement le 20 Juillet 1972

PAR

Philippe BOUTONNET
Docteur en Médecine
Stomatologue
Professeur à l'U.E.R. d'Odontologie
Odontologiste du Centre de soins et de traitements dentaires
Chevalier des Palmes Académiques
Médecin de 1ère Classe des Armées
né le 14 Juin 1925 à CAUDÉRAN (Gironde)

Étude expérimentale de traumatologie maxillo-faciale

EXAMINATEURS DE LA THÈSE

M. P. BENOIT, Professeur . . . . . PRÉSIDENT
M. P. L'ÉPÉE, Professeur . . . . . }
M. F.X. MICHELET, Professeur . . . . . } EXAMINATEURS
M. F. CAITUCOLI, Professeur . . . . . }
M. P. FOURTEAU, Professeur . . . . . }

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543917_0003

UNIVERSITÉ DE BORDEAUX II
Unité d'Enseignement et de Recherche d'Odontologie

3eme Cycle
d'Enseignement Supérieur
N° d'ordre : 5

ANNÉE 1972

Thèse pour le Doctorat en Chirurgie Dentaire

présentée et soutenue publiquement le 20 Juillet 1972

PAR

Philippe BOUTONNET
Docteur en Médecine
Stomatologue
Professeur à l'U.E.R. d'Odontologie
Odontologiste du Centre de soins et de traitements dentaires
Chevalier des Palmes Académiques
Médecin de 1ere Classe des Armées
né le 14 Juin 1925 à CAUDÉRAN (Gironde)

Étude expérimentale de traumatologie maxillo-faciale

EXAMINATEURS DE LA THÈSE

M. P. BENOIT, Professeur . . . . . PRÉSIDENT
M. P. L'ÉPÉE, Professeur . . . . . } EXAMINATEURS
M. F.X. MICHELET, Professeur . . . . . }
M. F. CAITUCOLI, Professeur . . . . . }
M. P. FOURTEAU, Professeur . . . . . }

UNIV.
LEIDENS
BIBL.

A la mémoire

DE MON GRAND-PERE

Pharmacien de la Faculté mixte
de Médecine et de Pharmacie de Bordeaux

DE MA GRAND-MERE Marie-Antoinette

et DE MES GRANDS-PARENTS PATERNELS

A MA CHERE MAMAN

Pour qu'elle ait la force de supporter, dans sa douleur éperdue, le souvenir ébloui de

MON PERE,

le Docteur Boutonnet

Chevalier de la Légion d'Honneur
Docteur en Médecine de la Faculté de Paris
Pharmacien interne médaillé des Hôpitaux de Paris
Attaché de recherches au Collège de France
Ancien Professeur à la Faculté de Médecine de Constantinople
Envoyé officiellement par le Gouvernement Français
Engagé volontaire à 18 ans
Capitaine de réserve
Guerre 1914-1918 - Verdun
Guerre 1939-1940 - Pharmacien Chef Hôpital Z

A tous les deux, en témoignage de mon grand amour et de ma profonde piété filiale.

A MES ONCLES et COUSINS BOUTONNET

Chirurgiens dentistes

et Docteur en Médecine de la Faculté de Médecine de Paris

A TOUS MES AMIS

A Monsieur le Professeur A. RIGAUD

Professeur Honoraire d'Anatomie
Ancien Chirurgien des Hôpitaux de la Marine
Officier de la Légion d'Honneur
Croix du Combattant
Officier des Palmes académiques
Médaille d'Honneur du Service de Santé de la Marine

Nous n'oublierons jamais la chaleur et la délicatesse de votre accueil dans le Laboratoire d'Anatomie de la Faculté de Médecine. Votre contact humain exemplaire, la qualité de vos encouragements, la mise à notre disposition de tout le matériel dont vous pouviez disposer ont confirmé ce que nous savions déjà de la grandeur de votre cœur .

Nous sommes heureux, mon cher Maître, de vous exprimer ici, notre infinie et respectueuse gratitude.

A Monsieur le Docteur H.J. LAZARINI

Maître de Conférences agrégé de Médecine légale
et Médecine du Travail
Chevalier des Palmes académiques

Cher et éminent ami,

Vous nous avez fait l'honneur de votre amitié. Vous nous avez prodigué vos conseils éclairés et apporté votre soutien total, en toutes circonstances.

Vous nous avez entouré de votre affectueuse sollicitude dans les heures de peine et de doute.

Nous vous demandons de trouver ici l'expression de notre très profond et sincère dévouement fraternel.

A Monsieur TAJAN

Chirurgien dentiste
Assistant de l'U.E.R. d'Odontologie de Bordeaux

Avec l'expression de notre très vive reconnaissance pour sa précieuse collaboration.

A TOUT LE PERSONNEL

de l'U.E.R. d'Odontologie de Bordeaux

qui nous a prêté son concours dans la poursuite de nos recherches et qui ne nous a jamais ménagé, ni sa peine, ni son amitié.

A Mesdames PAZAT et DELAHAYE

A Messieurs LARRUE, LAVIELLE, HERBERT,
LALANNE, JECKER.

A NOTRE PRESIDENT DE THESE

Monsieur le Professeur P. BENOIT

Professeur de Clinique odonto-stomatologique
Directeur de l'Ecole nationale de Chirurgie dentaire
Stomatologiste des Hôpitaux, Chef de Service
Officier des Palmes académiques

Déjà il y a vingt ans, vous nous avez fait l'honneur de participer au jury de notre thèse de Doctorat en Médecine.

Nous avons le grand bonheur de vous avoir aujourd'hui pour Président.

Votre exemple éminent et votre judicieux enseignement ont été pour nous une source permanente d'enrichissement intellectuel et moral, et ont largement contribué à notre formation.

Nous n'oublierons jamais les sentiments d'affection si réconfortants, et si cordiaux, que vous nous avez toujours prodigués pendant cette longue étape de notre vie.

Veuillez trouver ici, mon cher Maître, l'expression de notre grande admiration, de notre profonde gratitude, de notre respect et de notre indéfectible attachement.

A NOS JUGES

A Monsieur le Professeur P. L'EPEE

Professeur de Médecine légale et Médecine du Travail
Médecin Inspecteur du Travail et de la Main-d'œuvre de la Région d'Aquitaine
Officier de l'Ordre national du Mérite
Chevalier de la Légion d'Honneur
Officier des Palmes académiques
Chevalier du Mérite social
Chevalier du Mérite agricole

Nous vous remercions du très grand honneur que vous nous faites en acceptant de participer à notre jury de thèse.

La simplicité, la finesse, la clarté et l'élégance de votre enseignement nous ont été précieuses dans notre étude de l'Odontologie médico-légale et nous tenons à vous exprimer ici notre sincère gratitude et notre profond respect pour le bienveillant intérêt que vous nous avez toujours porté.

A Monsieur le Docteur F.X. MICHELET

Maître de Conférences agrégé de Stomatologie
Stomatologiste des Hôpitaux

Vous nous faites l'honneur de participer à notre Jury.

Vous resterez pour nous un exemple par votre extraordinaire personnalité et votre esprit éminent.

Nous vous prions de bien vouloir trouver dans ce modeste hommage, l'expression de notre grande admiration et de nos sentiments de très sincère attachement.

A Monsieur F. CAITUCOLI

Professeur à l'U.E.R. d'Odontologie
Chef du Département de Biologie et Matières fondamentales
Chirurgien dentiste
Licencié ès Sciences

Vous nous avez accueilli avec la plus grande bienveillance dans votre Laboratoire d'Exploration fonctionnelle et métallotechnique. Pendant plus de trois années vous avez inlassablement mis à notre disposition votre grand savoir, votre aide efficace et votre temps précieux, sans aucun ménagement.

Vous nous avez éclairé et guidé à tel point que nous tenons à dire que sans vous, cette thèse ne serait pas ce qu'elle est.

Nous vous remercions de tout cœur d'avoir bien voulu accepter de participer à notre jury de thèse et nous vous exprimons notre sincère affection et notre vive gratitude.

A Monsieur Pierre FOURTEAU

Professeur à l'U.E.R. d'Odontologie de Bordeaux
Chef du Département de prothèse
Docteur en Chirurgie dentaire
Diplômé d'Etudes supérieures de Sciences Naturelles

Nous avons été sensible à l'amitié si cordiale dont vous nous avez honoré. Aux heures de doute, vous êtes celui qui a toujours le mot de consolation, mais, surtout, qui fait le geste efficace qui réconforte et soutient.

Vous êtes de la race très rare des hommes qui donnent à la fidélité son véritable sens, car vous en êtes le vivant symbole.

Croyez, mon cher ami, à notre très affectueuse reconnaissance pour avoir bien voulu appartenir à notre jury.

ETUDE EXPERIMENTALE

DE TRAUMATOLOGIE MAXILLO-FACIALE

AVANT - PROPOS

°°°

Notre contact quotidien depuis plus de vingt ans avec le drame des blessés maxillo-faciaux de la route et de leurs séquelles nous a sensibilisé au problème que pose leur prévention au regard de l'accroissement de la proportion des traumatismes du visage qui dépasse 2 % par an depuis les cinq dernières années .

Les statistiques de 1970 révèlent en effet que la tête est atteinte dans 65 % des cas d'accident de la circulation, et que les séquelles maxillo-faciales et les blessures du visage sont en augmentation régulière, représentant à elles seules 38 % des lésions corporelles .

Or, si l'on considère l'évolution du parc automobile français entre 1960 et 1970, on constate qu'il n'a été multiplié que par 2 en France, alors qu'il a été multiplié par 3 en Allemagne, et par 4 en Italie .

Le développement économique actuel laisse donc présager une augmentation des 14 millions de voitures actuellement dénombrées, à 25 millions en 1985 .

Cette perspective devient un peu effrayante si l'on réfléchit au fait que, dès maintenant, l'épidémie routière tue un français , toutes les trente-cinq minutes et en blesse un toutes les quatre-vingt secondes .

En 1970, on a dénombré en effet 236.109 accidents qui ont causé 15.087 décès et 359.659 blessés.

Si la progression continue le nombre des blessés en 1980 équivaudra à la population de Paris, Lyon et Marseille réunies .

Devant cette aggravation inquiétante de la situation médico-chirurgicale-faciale et dentaire, il nous a semblé intéressant de tenter une étude expérimentale systématique de la résistance mécanique des os de la face au choc traumatique, susceptible d'approfondir leurs conditions de production et de servir de base à la préparation d'équipements protecteurs enfin efficaces .

P L A N

I - Mécanisme du traumatisme accidentel de la face chez l'automobiliste .

II - Matériel mécanique et anatomique de recherche .

III - Expérimentation préliminaire sur des os de porcs frais embaumés ou secs .

1- Essais de choc au mouton pendule .
2- Essais de traction
3- Essais de flexion .

IV - Expérimentation sur des os de la face humaine étudiés isolément .

1- Essais de traction
2- Essais de flexion
3- Essais de pression .

V - Expérimentation de chocs sur des têtes humaines entières .

Etude du siège, de la forme et de l'importance des traits de fracture en fonction de :

1- La nature de l'agent contondant
2- L'intensité de l'énergie vulnérante
3- La direction de la force vulnérante
4- La surface d'impact
5- La fixité de la tête testée .
6- La structure de la région d'impact .

VI - Conclusions .

MECANISME DU TRAUMATISME ACCIDENTEL DE LA FACE CHEZ L'AUTOMOBILISTE

°°°

Nous rappellerons en préambule l'analyse de la collision d'un véhicule avec un obstacle fixe tel qu'un mur .

L'arrêt brusque produit une décélération qui est représentée par le rapport entre le carré de la vitesse, v, et le double du chemin de freinage, c.

Le chemin de freinage est alors donné par la déformation du mobile :

- rupture du parechoc
- dislocation du chassis
- éclatement de la caisse
- cassure de la barre de direction etc ...

qui dans le cas d'une automobile est environ de 0, 50 mètres, c'est-à-dire extrêmement court .

En première approximation, nous pouvons écrire que la force entrant en jeu au cours de ce choc est égale au produit de la masse du véhicule par le carré de la vitesse, divisés par le double du chemin de freinage :

$$F = \frac{M \times v^2}{2c}$$

Supposons par exemple une 5 CV Renault, d'un poids de 680 kg, venant heurter un obstacle à une vitesse de 70 kilomètres à l'heure; sa masse est égale au quotient de son poids par l'accélération de la pesanteur :

$$M = \frac{680}{9,81} = 69,3$$

Nous écrivons donc :

$$F = \frac{69,3 \times 19,35^2 m^2 sec^2}{2 \times 0,50 \text{ mètres}}$$

soit :

$$F = \frac{69,3 \times 374 m^2 sc^2}{1 \text{ mètre}} = 69,3 \times 374 \text{ m/sc}^2$$

$$F = 25,918 \text{ kilogrammes .}$$

Nous dirons donc que la décélération subie par un véhicule de 680 kg, heurtant un mur à 70 km à l'heure est de 38 g environ et met en jeu une force de 38 fois le poids du véhicule, soit près de 26 tonnes .

Si la vitesse est de 100 km/h :

$$F = \frac{69,3 \times 27,77^2 m^2 sc^2}{1} = 69,3 \times 749 \text{ m}^2 \text{ sc}^2$$

$$F = 52005 \text{ kilogrammes, soit 52 tonnes .}$$

<u>En ce qui concerne le biomécanique des occupants du véhicule</u>, il faut distinguer deux alternatives :

1°- l'occupant est libre à l'intérieur du véhicule,

2°- l'occupant est attaché sur son siège .

A / DANS LE CAS OU IL EST LIBRE

Il continue évidemment son mouvement dans la direction et à la vitesse initialement observées au moment du choc, jusqu'au moment où il va rencontrer les parois du véhicule, le pare-brise, le tableau de bord, etc ....

Dans cette trajectoire, l'automobiliste et surtout le passager qui ne peut se retenir au volant, obéissent à la loi classique de l'énergie cinétique :

$E = 1/2\ m\ v^2$ où l'énergie cinétique est proportionnelle à sa masse, multipliée par le carré de la vitesse .

P. CREPY en 1961 a démontré qu'un sujet de 70 kg dans le véhicule précédemment considéré, viendra heurter en fin de course le pare-brise avec une énergie de :

$E = 1/2\ 70 \times 19,35^2 = 35 \times 374 = 13,090$ joules

$E = 1/2\ 70 \times 27,77^2 = 35 \times 749 = 26,215$ joules

soit environ 1335 kg/mètres et 2770 kg/mètres .

Pratiquement, en multipliant par deux la vitesse du véhicule, on quadruple la force d'impact .

En multipliant la vitesse par 3, on multiplie par 9 cette même force d'impact . La progression est donc très rapide en fonction de la décélération . Par exemple, si l'intéressé troule à 120 kilomètres heure, l'énergie cinétique sera de 3.150 kg/mètres .

Encore faut-il tenir compte du fait que le chemin de freinage du véhicule n'est pas parcouru à vitesse constante . On observe des pointes de décélération suivant la qualité propre de résistance du pare-choc, du chassis de la direction etc ... qui peuvent atteindre de 50 à 200 g.

Les forces ainsi mises en jeu à certains moments peuvent s'élever à 10.000 ou 15.000 kg, pendant quelques dixièmes de seconde .

Pour donner une représentation imagée du phénomène, on peut dire que tout se passe comme si, en s'arrêtant brusquement à 100 km/h, l'automobiliste avait fait une chute libre verticale de 40 mètres sur le sol .

Etudions par exemple le cas d'un véhicule s'écrasant sur un arbre à 100 km/h :

Le corps avec son centre de gravité au niveau du bassin est projeté en avant, le genou coincé sous le tableau de bord, puis le corps se soulève, le fémur faisant levier, et la tête bute contre le cadre supérieur du pare-brise . Après un contre-coup en arrière, très court mais très brutal, elle s'écrase sur le tableau de bord ou le volant et le tiers inférieur du pare-brise, soit de face, soit de profil :

Voici comment la reproduction de tels accidents par enregistrement cinématographique a permis de faire le kaléidoscope des différents évènements successifs, lorsqu'un véhicule entre à 100 km/h dans un arbre :

Dans le premier 1/100 de seconde, le parechoc et la calandre s'encastrent dans l'arbre de 4 cm environ , le passager avance de 10 centimètres sur son siège .

A 2/100 de seconde, le capot est projeté dans le pare-brise et les ailes au niveau des portières arrières . Le corps de l'occupant avance de 20 cm et est éjecté de son siège d'une hauteur de 15 cm .

A 3/10 de seconde, l'occupant a les jambes fracturées au niveau des deux genoux et son crâne s'ouvre sur le rebord supérieur du pare-brise .

A 5/10 de seconde, il écrase son thorax sur la colonne de direction et son corps, de 70 kg avant le choc pèse à ce moment 4 tonnes .

A 7/100 de seconde, il est mort et le corps s'effondre sur le tableau de bord, la face dans le pare-brise .

Inutile de dire que dans ces conditions l'écrasement et la dislocation de la face sont complets si l'on tient compte des calculs mathématiques précédents .

Heureusement les accidents ont assez rarement lieu dans ces conditions , et les statistiques prouvent que plus de 50 % des collisions ont lieu au-dessous

de 50 km/h, le conducteur ayant freiné dans les dernières secondes précédant le choc .

La vitesse étant inférieure, les fracas osseux sont moins importants voire inexistants, les parties molles suffisant dans certains cas à absorber le choc .

Même à grande vitesse, il est possible de constater que les occupants des voitures sont parfois indemnes, ou ont des lésions bien moins importantes que ne le laisserait craindre l'application systématique de ces principes de physique aux statistiques quotidiennes . C'est que les constructeurs d'automobiles ont pris conscience de leur responsabilité et augmentent les sécurités mettant à la disposition de l'automobiliste des moyens de prévention, tels que les ceintures, les appuis-tête , les bourrelets protecteurs etc ... tout en améliorant les conditions mécaniques du choc lorsque la carrosserie ou le chassis jouent un rôle efficace d'amortisseur .

B / DANS LE CAS OU IL EST ATTACHE

En effet les conséquences sont différentes .

Avec les ceintures de sécurité, le passager du véhicule devient solidaire du siège qu'il occupe, et n'est plus projeté sur les parois de la caisse, mais seulement soumis à la décélération et au traumatisme direct des parois déformées par la violence du choc et à la décélération de la ceinture elle-même .

L'énergie cinétique initiale très importante, se trouve finalement absorbée en grande partie par la résistance de la caisse, du pare-brise, du tableau de bord, de la barre de direction par la déformation des parois et par de multiples astuces mécaniques qui augmentent la protection de l'occupant (volant télescopique, chassis ondulé, etc ...)

De ce fait, la décélération au niveau des sièges avants n'est plus de 100 ou 150 g, comme nous l'avons vu précédemment en première approximation, mais de 30 à 50 g.

Or, il a été démontré qu'un homme peut supporter aisément des décélérations de 50 g, à condition qu'elles ne durent que quelques dixièmes de seconde . Une expérience a été faite dans ce but en 1954 par le Colonel américain John STAPP qui, sur un traîneau géant muni de 4 turbo-réacteurs, s'est arrêté en 1,4 seconde à 1017 km/h, c'est-à-dire après avoir subi une décélération de 40 g. Il n'en reste pas moins que l'absorption de cette décélération par la ceinture de sécurité peut avoir ses inconvénients . On estime à 5 % des cas les blessures causées par les ceintures, soit que la vitesse ait été trop grande, soit que la ceinture ait été mal fixée : hémorragies abdominales, ruptures de l'estomac, de la rate, des vertèbres cervicales, de l'intestin, strangulation, etc ...

Même à grande vitesse le port d'une ceinture de sécurité peut réduire à des valeurs identiques la décélération .

En outre, les collisions ne se font pas toujours de plein fouet . Elles ne sont frontales que dans 60 % des cas .

Dans les collisions semi-frontales , ce n'est pas seulement l'angle du choc qui est différent, mais encore, dans la plupart des cas, une fraction seulement de l'énergie cinétique du véhicule qui est absorbée sur le champ . Le reste sert à dévier l'automobile de sa trajectoire primitive qui s'arrête tranquillement sur sa lancée . Voilà pourquoi les occupants seront moins soumis aux forces brutales de la décélération .

Que se passe-t-il à l'intérieur du véhicule ?

La direction des déplacements des voyageurs est donnée par le parallélogramme des forces auxquelles ils sont exposés . Si le heurt porte sur l'avant gauche de la voiture, elle sera rejetée vers la droite, le conducteur sera déporté vers la gauche, contre le tableau de bord ou le coin du pare-brise, voire contre la portière . Cependant dans ce type de collisions semi-frontales, il est difficile de décomposer avec précision les différentes phases du choc et nous les laisserons en dehors de notre étude, ainsi que le cas du capotage qui ne permet pas d'objectiver de façon claire les conséquences prévisibles et le mécanisme intime de l'accident .

En cas de collision en plein sur la paroi latérale avec embarrure profonde de la carrosserie , les occupants assis du côté du choc sont souvent mortellement atteints par les forces intenses et brutales qui sévissent à l'intérieur de la carrosserie . Les deux véhicules tendront à s'écarter de leur route et les passagers seront projetés contre les parois de l'habitacle, en particulier la tête heurtera les montants des portières et les vitres latérales provoquant des chocs du profil facial et de la partie antéro-externe du visage .

Quelles que soient les raisons de la diminution de l'énergie vulnérante, les conditions traumatiques réelles modifient profondément le processus physique théorique définissant des énergies cinétiques initiales considérables .

Dès lors, il devient intéressant de connaître cette énergie finale susceptible de heurter la tête immobilisée qui ne peut plus fuir sous le choc, puisqu'elle est appliquée sur des points fixes, à la nuque par les appuis-tête, et que le reste du corps est solidaire du siège grâce aux ceintures de sécurité .

Quel que soit l'angle de choc, l'étude expérimentale des conditions des fracas de la face nous a paru d'autant plus d'actualité que l'amélioration de la sécurité

diminue les cas de décès, ainsi que le nombre et la gravité des autres blessures, alors que les séquelles crânio-faciales des survivants augmentent proportionnellement et représentent actuellement 65 % des blessés (pare-brise, volant, tableau de bord etc ..)

Au niveau des os de la face la dispersion de cette énergie traumatique est due à la déformation élastique des tissus mous et du tissu musculaire qui agissent à la manière d'un rembourrage du tissu osseux et à la transmission des forces à la base du crâne par les poutres de résistance du squelette facial .

Le travail de déformation que la face peut supporter sans se rompre est du même ordre de grandeur que l'énergie cinétique, que le squelette peut supporter au moment du choc et l'étude de celle-ci nous paraît un élément fondamental de la définition de la capacité de résistance de la face au choc traumatique .

Les automobilistes lorsqu'ils roulent à grande vitesse sont très exposés à ces lésions . Les cyclomotoristes possédant un casque sont mieux protégés que ceux qui n'en ont pas, mais ils ne sont pas forcément épargnés . FREIDEL (1963) a présenté une étude montrant le peu d'efficacité du casque pour certaines positions du conducteur, en déplorant la mobilité des casques utilisés et le danger des sangles jugulaires, ainsi que le facteur de carence due au manque de protection des malaires qui produisent de graves lésions de la face et du cou .

Pour toutes ces raisons, nous avons pensé qu'il serait intéressant de définir les conditions anatomo-morphologiques qui commandaient ces fracas de la face , ainsi que l'énergie nécessaire à la rupture de tel ou tel os, ou de tel groupe osseux, d'abord considéré isolément, puis en respectant ses rapports naturels articulaires avec les autres os et les tissus mous périphériques, par des essais sur des têtes de cadavres entières .

Cette étude expérimentale du mécanisme des fractures de la face a été entreprise dès le XIXè siècle

par GUERIN, WALTHER , etc... Cependant, c'est R. LEFORT qui en 1901 a reproduit expérimentalement presque toutes les lésions . Il a de même mis l'accent sur les lignes de faiblesse de cet ensemble osseux .

Quelques années plus tard, c'est OMBRE-DANNE (1909) qui reprenait ce problème en schématisant les différentes "poutres de résistance" .

C. CREPY (1961) a pu vérifier la fréquence des lésions crânio-faciales dues au pare-brise,au tableau de bord, au montant latéral du pare-brise, au dossier avant et au volant .

En 1948, un auteur américain C. D. STRAITH faisait déjà la distinction entre les lésions subies par le conducteur et celles des passagers : le chauffeur se maintient généralement au volant , alors que les passagers sont plus exposés aux traumatismes et aux éjections . Dans sa statistique, P. BOURRET (1958) cite les chiffres suivants :

- Passagers avant = 15 morts - 106 blessés pour 120 passagers
- Conducteurs = 9 morts - 129 blessés pour 143 conducteurs .
- Passagers arrière = 4 morts - 30 blessés pour 93 passagers .

Dans leur majorité, les agents vulnérants sont orientés verticalement ou horizontalement, leur surface varie de 5 à 10 centimètres carrés en moyenne .

Pour les victimes d'engins à deux roues, en dehors de la collision avec un autre engin mobile, tel que l'arrière des camions, les portières ou les montants de pare-brise des voitures, nous trouvons la chute au moment d'un dérapage . La victime peut alors percuter toute

une série d'obstacles ; des bornes kilométriques, des trottoirs, des arbres ou des poteaux .

La proportion des blessés éjectés est de 1 cas sur 159 accidents et là encore la proportion des crânio-faciaux est de 75 % .

De nombreux travaux expérimentaux américains récents ont été entrepris pour définir cette énergie contondante nécessaire à la rupture du massif facial .

Le problème était de procéder à des chocs d'intensité variable et mesurable, tout en reproduisant les conditions traumatiques accidentelles naturelles .

Deux moyens d'investigation ont été utilisés :

a) laisser tomber ou projeter une tête sur une masse immobile, de forme bien définie .

b) laisser tomber une masse, de poids et de forme connus , sur une tête mobile sur le reste du corps.

a) Le premier procédé a été proposé par l'américain John J. SWEARINGEN , dans ses travaux sur la "tolérance de la face humaine à l'impact traumatique" au cours de ses recherches pour l'Office d'Aviation Fédérale (USA) en juillet 1965 . Il était ainsi conçu :

- La tête d'un cadavre humain préalablement munie d'accéléromètres enregistreurs était montée sur un système de catapulte et projetée sur des matériaux déformables . La comparaison de l'importance de l'enfoncement réalisé, en fonction de l'accélération et des paramètres de temps et de forces lui a permis de mettre en évidence

la différence de résistance des divers groupes osseux maxillo-faciaux . La force nécessaire à la fracture des os a été trouvée dépendante du temps :

Par exemple des forces importantes supérieures à 500 kg peuvent être supportées pendant une durée très courte de moins de 3 millièmes de seconde par l'os malaire .

Par contre, dans les mêmes conditions, un poids de 100 kg agissant pendant plus de 4 millièmes de seconde, provoque la fracture de l'arcade zygomatique .

D'autre part, lorsque l'action du choc a lieu sur un moulage épousant la surface du malaire, la tolérance est augmentée de 150 à 200 pour 100 .

Par conséquent, la surface d'impact joue un rôle essentiel et la tolérance du massif facial avec une surface épousant le modelé du tracé du relief du squelette peut atteindre 300 "g." .

b) La seconde technique a été appliquée en 1970 par Voigt R. HOGDSON du département d'Anatomie de l'Université du Michigan (USA) .

Il utilisait pour sa part un système de percussion pneumatique avec lequel il frappait la tête de cadavres entiers, assis sur un plateau de balance , par conséquent mobile, de façon à se rapprocher au maximum des conditions traumatiques rencontrées dans un véhicule automobile .

Cette technique avait l'avantage de permettre aux forces d'inertie de se développer naturellement .

Il résulte de cette étude qu'en moyenne et avec des surfaces de frappe de 1 pouce carré, la force instantanée de rupture a été de 560 kg pour le frontal, 250 kg pour la mandibule et 200 kg pour l'os malaire .

Nos recherches expérimentales personnelles auront pour objectif de définir la totalité de l'énergie traumatique finale, suffisant à déterminer le fracas du massif facial . Nous avons choisi d'opérer à cette intention sur une tête humaine immobilisée .

Nous avons conçu à cet effet un appareillage mécanique simple, dont l'action contondante est directement liée à la variation de la hauteur de chute, et du poids, d'une masse mobile glissant presque sans frottements entre deux guides verticaux, et frappant une tête de cadavre humain en fin de course .

La difficulté essentielle rencontrée pour essayer d'approcher les conditions biologiques naturelles de la résistance du sujet vivant a été bien sûr, l'impossibilité où nous nous trouvions de nous procurer du matériel humain frais . Nous avons dû nous contenter de têtes humaines embaumées, traitées par le laboratoire d'Anatomie de la Faculté de Médecine, dont les constantes de résistance étaient différentes du sujet vivant .

Afin de pallier cet écueil, nous avons dans une première étape fait des expériences sur des têtes de porc fraîches, et parallèlement sur des têtes de porc traitées au formol, dans des conditions aussi proches que possible des préparations appliquées par le laboratoire aux sujets humains, qui nous avaient été confiés pour nos essais .

Nous avons pu ainsi, par comparaison, déterminer un coefficient d'altération par momification qui a donné à nos résultats une approche plus grande de la réalité biologique humaine .

Ce coefficient étant établi, nous avons procédé à nos recherches sur la résistance mécanique des os humains embaumés .

Dans ce but, nous avons mis en œuvre deux séries de tests bien distincts :

- Dans une première série, nous avons étudié, sur des os de la face pris isolément, privés de tissus mous mais encore porteurs de leur périoste, la résistance à la traction, la résistance à la compression, la résistance à la flexion et la résistance au choc .

- Dans une seconde série de tests, nous avons étudié la résistance au choc des os de la face, en leur conservant leurs rapports articulaires naturels avec l'ensemble de la tête humaine, recouverte de la peau, des muscles et du tissu cellulo-graisseux , tels qu'ils subissent normalement l'agression traumatique dans un accident chez un sujet vivant .

Nous pensons avoir approché avec un maximum de précision les valeurs moyennes de résistance physiologique des os de la face, qui seraient susceptibles de servir ensuite de base à la préparation d'appareillage de protection ou à des études systématiques plus complètes de systèmes mécaniques réduisant l'énergie de l'impact crânio-facial .

En outre, nous avons par une étude anatomique des lésions occasionnées aux différents groupes osseux faciaux, précisé les conditions pathogéniques qui président à la détermination de tel ou tel trait de fracture, en fonction du point d'impact, des forces traumatiques utilisées, et des conditions de dispersion au niveau des surfaces contuses .

MATERIEL MECANIQUE ET ANATOMIQUE DE RECHERCHE

°°°

A - MATERIEL MECANIQUE DE RECHERCHE

1°- Expérimentation sur les os isolés.

Pour la première série de nos expériences, nous nous sommes servi d'appareillages mis à notre disposition par le laboratoire de Metallotechnie de l'U. E. R. d'Odontologie de Bordeaux, essentiellement une "machine de traction" et un "mouton pendule" .

a) Une machine de traction :

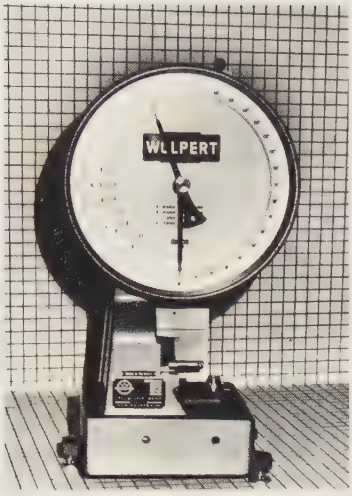
Il s'agit d'une machine de traction électronique "Diatestor" d'une capacité de 500 kg, comportant des capteurs constitués d'un élément déformable dont la déformation maxima est de 0, 2 mm.

Cette déformation est communiquée à un capteur à induction monté en pont avec un potentiomètre tournant, actionné par un moteur synchrone selon les variations de tension produites par le déplacement du capteur . L'indication se fait par une aiguille principale et une aiguille mineure, sur un cadran circulaire de 30 cm de rayon. La commande par moteur électrique et embrayage à friction permet un réglage continu de la vitesse d'essai de 10 mm à 10 cent par minute .

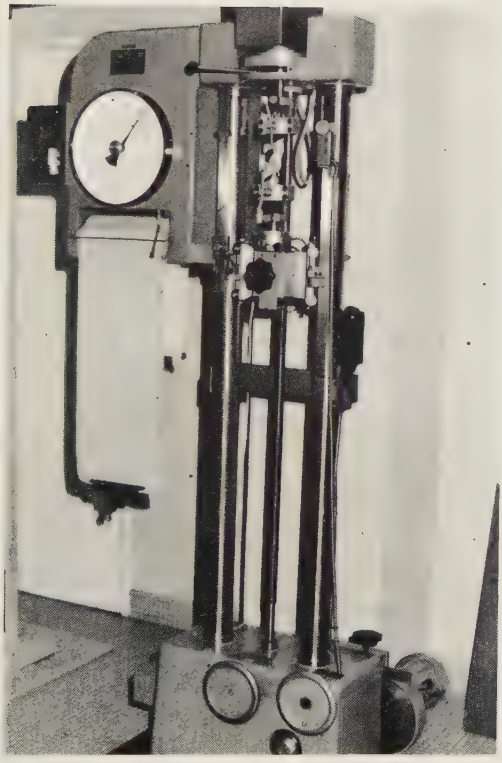
1 - *Mouton pendule Wolpert.*

2 - *Machine de traction "Diatestor" de 500 kilogrammes de capacité, permettant de lire sur le cadran, en millimètres, le pourcentage d'allongement de la pièce testée.*

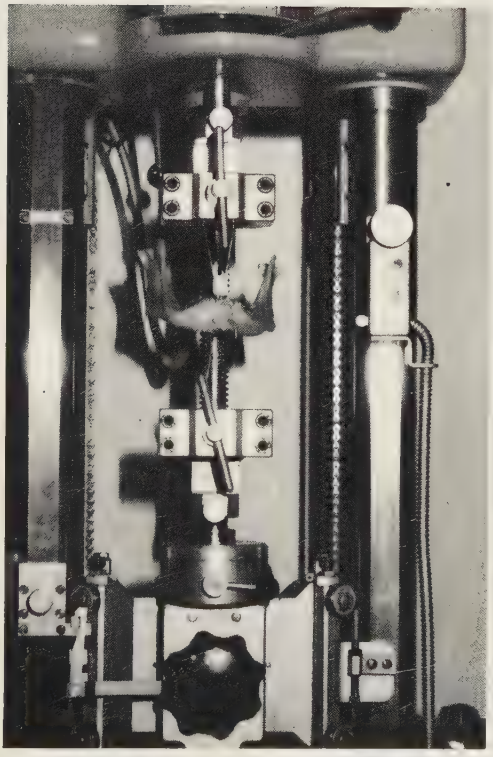
3 - *Fixation d'une mandibule entre les mors de traction.*



1



2



3

L'allongement se lit directement sur le cadran en millimètres et en pourcentage, par un ruban sans fin qui est immobilisé par un débrayage mécanique à la rupture de l'éprouvette . L'appareil à diagramme qui est joint au testeur donne immédiatement le diagramme de charge par allongement, ce qui permet de tracer les courbes d'hystérisis directement .

b) Un mouton pendule :

Il s'agit d'un pendule "Wolpert" de capacité variable de 0 à 40 Deca Newtons/centimètres (40 décijoules) 1 joule = 1 Newton/mètre .

Ce système dérive de la technique classique de Chaupy . Il est formé d'une masse pendulaire susceptible d'être libérée d'une hauteur déterminée qui vient frapper au point le plus bas de sa course l'échantillon à essayer .

L'énergie absorbée par la rupture diminue d'autant la hauteur de remontée de la masse pendulaire, ce qui se traduit par un angle de remontée plus petit que l'angle de remontée à vide . Une aiguille principale et une aiguille mineure permettent d'obtenir directement sur un cadran gradué en Deca Newtons/mètres la valeur de la résistance de l'éprouvette .

2°- Expérimentation sur les têtes entières .

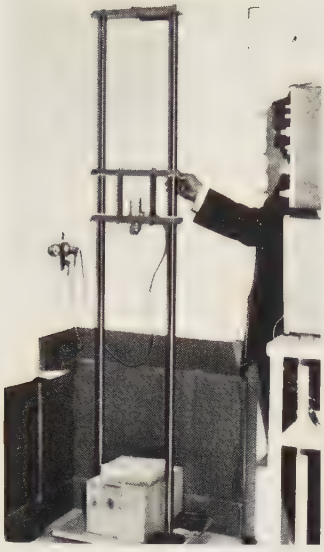
Dans la deuxième série de nos essais, nous avons étudié la résistance au choc de têtes humaines complètes, les os ayant gardé leurs rapports naturels et restant recouverts des tissus mous et de la peau .

Il n'existait pas pour cette étude d'appareillages mécaniques susceptibles de permettre de faire des expériences précises . Nous avons dû en construire un .

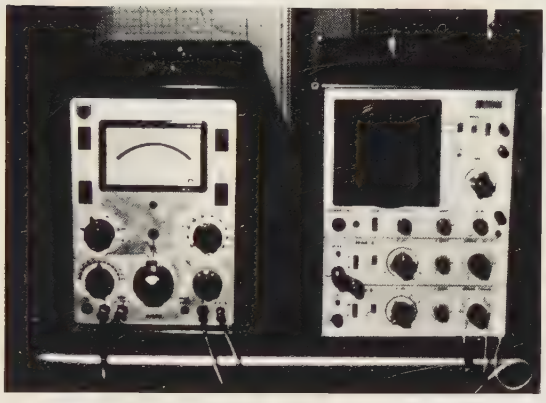
1 - *"Machine à chocs" construite pour permettre la production de chocs expérimentaux d'intensité déterminée et variable en fonction du poids et de la hauteur de chute d'une masse mobile supportant un accéléromètre à jauge de contrainte pris comme capteur.*

2 - *Pont de mesure et oscillographe cathodique permettant d'observer le phénomène en scopie.*

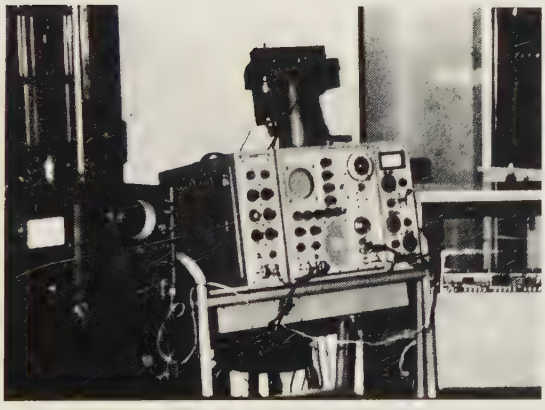
3 - *Ensemble du matériel d'enregistrement sur film photographique de 35 millimètres à défilement constant de 25 pouces (65 centimètres) par seconde.*



1



2



3

Dans une première série d'expérimentations, une masse solidaire d'un plateau glissait verticalement entre deux rails sur des roulettes en téflon, et venait frapper en fin de course, au ras du sol, la tête à tester.

Il est rapidement apparu que des vibrations importantes liées au frottement des roulettes rendaient les enregistrements électriques inutilisables .

Nous avons alors conçu un nouvel appareillage composé d'un chariot mobile guidé dans sa chute par deux colonnes cylindriques verticales sur lesquelles il glisse pratiquement sans frottements par l'intermédiaire de deux bagues en téflon ajustées au 1/10e de mm près .

La hauteur de chute et la masse du chariot déterminent dans ces conditions l'énergie de l'équipage mobile au moment du choc sans vibrations parasites .

La tête est de son côté immobilisée en fin de course à la base du système par un étau métallique ou plus simplement dans une caisse remplie de sable, ce qui permet de l'orienter dans les différents plans et de faire varier l'axe et le lieu d'impact . Il est possible ainsi de faire porter successivement le choc focalisé sur le front , sur le nez, sur le menton ou latéralement sur le malaire, le maxillaire supérieur ou l'arcade zygomatique .

Enfin nous avions aussi le loisir de faire varier la forme de la masse contondante en choisissant tantôt une grande superficie plane unie, en l'occurence la face inférieure du chariot mobile, tantôt en plaçant en saillie un butoir cylindro-sphérique de 4 cm carrés qui permettait de limiter le choc à telle ou telle partie du massif facial préalablement orienté à cette intention .

Dans les deux cas la masse du chariot elle-même pouvait varier en ajoutant des charges, le poids initial du chariot étant de 4 kg .

On pratique en effet par approches successives en observant l'énergie en fonction du poids et de la hauteur de chute que l'on fait varier et croître progressivement jusqu'au moment où se produit la rupture .

Cette méthode présente quelques inconvénients .

Le premier inconvénient tient à ce que l'on procède par échelons suivant des intervalles qui ne permettent pas de situer précisément le moment de la rupture, mais seulement de fixer une fourchette entre deux niveaux préférentiels approchés .

Il serait à la rigueur possible par de multiples essais sur un matériau homogène et constant d'obtenir des résultats plus précis, mais sur un matériau donnant lieu à une dispersion des résultats aussi importante qu'une tête humaine, dont par ailleurs il est toujours difficile de se procurer un nombre suffisant, nous avions de grandes difficultés à obtenir des valeurs exactes .

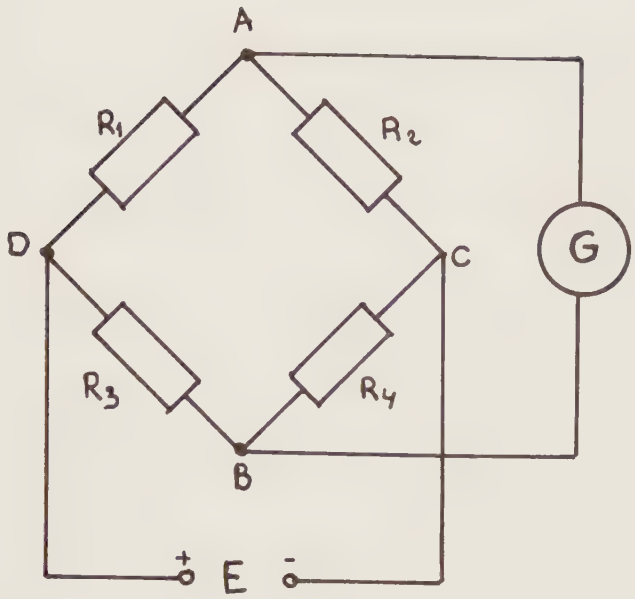
Le second inconvénient réside dans le fait que la rupture ayant lieu, pour une masse donnée, à une hauteur déterminée, la vitesse du module au moment de l'impact est indépendante de la volonté de l'opérateur et seulement fixée par la hauteur de chute .

Cette impossibilité d'obtenir en une seule opération l'énergie nécessaire à la rupture tout en restant maître de la vitesse au moment de l'essai nous a conduit à rechercher un dispositif permettant d'étudier le ralentissement produit par l'impact de telle ou telle pièce squelettique .

Dans ce but, nous avons enregistré la totalité du phénomène avec un accéléromètre servant de capteur, fixé sur le chariot mobile et couplé à un système électronique enregistreur .

Nous avons dû mettre au point de nouveaux moyens d'investigation comportant d'une part un "capteur" d'autre part, des "moyens d'observation et d'enregistrement" .

Après avoir essayé plusieurs montages, nous nous sommes arrêtés à un type d'accéléromètre à jauge de contrainte monté en pont de Wheastone . Cet accéléromètre est couplé avec un pont de mesure prévu à cet effet.



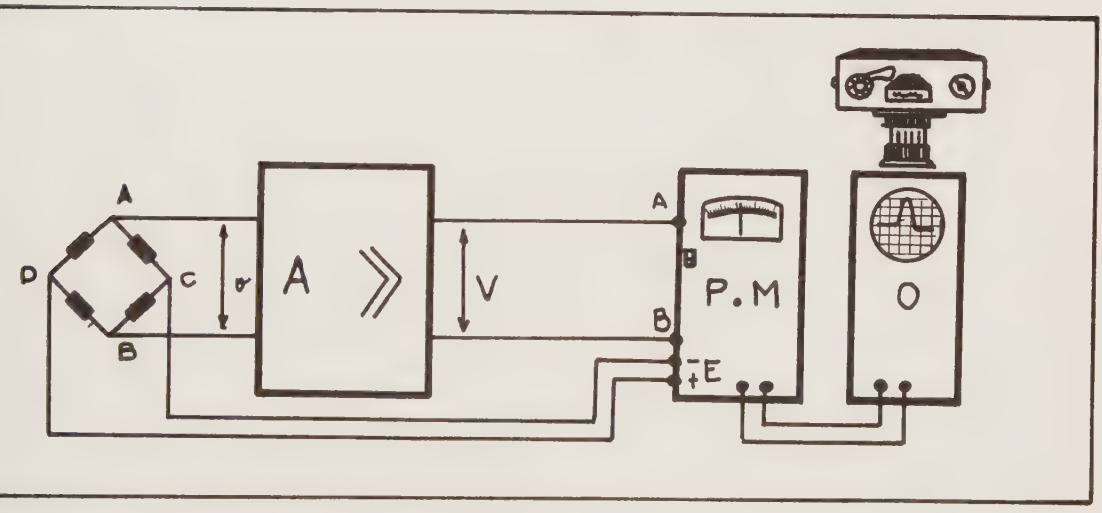


Schéma de principe du montage de l'accéléromètre et des appareillages d'enregistrement

L'alimentation des deux branches d'arrivée du pont de Wheastone est effectuée à tension constante alternative .

Aux deux autres extrémités des branches du pont, on recueille les variations de tension qui sont fonction des accélérations .

Ces variations de tension sont amplifiées par le montage électronique du pont de mesure .

Cette tension amplifiée est recueillie à la sortie de ce pont de mesure et injectée à un oscillographe cathodique .

a) Le capteur

Le capteur est constitué par un couple de jauges de contrainte monté sur une lame métallique élastique supportant une masse sismique .

La résistance des jauges varie proportionnellement à la déformation de la lame sous l'action de la force résultant de l'accélération sur la masse; en effet l'accélération se traduit par une modification du poids apparent ce qui entraîne une déformation de la lame métallique et conjointement un déséquilibre proportionnel du pont .

Dans ce cas particulier, le capteur est monté directement sur le chariot et subit de ce fait au cours de la chute une déformation correspondant à l'accélération de la pesanteur .

Le pont de mesure permet d'une part de fournir la tension d'alimentation du pont, d'autre part d'assurer l'amplification de la différence de potentiel recueillie aux deux autres pôles du pont .

b) Les moyens d'observation et d'enregistrement .

Les déviations du faisceau de l'oscillographe cathodique sont étalonnées en jouant sur la valeur de

atériel anatomique de recherche montrant les dissections qui ont û être faites pour chaque tête, permettant d'objectiver les lésions sseuses de chaque massif facial, selon l'orientation du choc trauatique initial, de face ou de profil.

Cette immersion avait été poursuivie trois mois avant notre expérimentation .

8 de ces têtes présentaient une édentation partielle . Les dix dernières étaient édentées quasi totales .

14 appartenaient à des hommes, 4 à des cadavres de femmes .

EXPERIMENTATION PRELIMINAIRE

°°°

ETUDE EXPERIMENTALE COMPARATIVE DE LA RESISTANCE D'UN OS FRAIS ET D'UN OS EMBAUME .

Nous avons fait des essais comparatifs au mouton pendule et à la machine à traction .

1°- Essais au mouton pendule :

Protocole expérimental :

Nous avons testé plusieurs séries d'arcs costaux de porcs frais, au mouton pendule, en les choisissant de façon à ne pas excéder les possibilités d'enregistrement de l'appareillage mis à notre disposition qui ne pouvait dépasser 45 décanewtons centimètres .

Nous les avons divisés en trois lots en prenant la précaution de mesurer très précisément leurs sections de façon à ce qu'elles correspondent pratiquement aux divers essais types .

Le premier lot a été immédiatement soumis à l'action du mouton pendule, la partie concave de l'arc costal étant toujours tournée vers la partie contondante de la masse pendulaire .

Le second lot a été mis à tremper pendant trois mois dans une solution de formol-alcool, comme l'avaient été les os humains du Laboratoire d'Anatomie .

A la fin de cette période, ils ont été soumis, humides, à l'action du mouton pendule dans les mêmes conditions que les premières .

Le troisième lot a été abandonné à l'air libre à 18° pendant une nouvelle période de trois mois après embaumement .

Les résultats de cette première série d'examens ont été les suivants :

(voir tableau ci-après)

Expérimentation comparative de la résistance à la section d'arcs costaux de porcs frais, embaumés et désséchés, mesurée au mouton pendule, en décanewtons centimètres et en décanewtons par centimètre carré

Os frais

dimensions	section au ^{2}	résultats en décanew.	décanew. cm^2
12 x 8	96	38	39
10, 5 x 7	73,5	32	43
14 x 9	12,6	42	32
11 x 8	8,8	39	45
14 x 10	140	48	34
12 x 10	120	38	31
11 x 11	99	39	38
12 x 9	108	37	37
12, 5 x 8,5	106,25	36	34
11 x 8,5	95,5	37	39

Os embaumés humides			Os embaumés secs		
section au ^{2}	résultats en décanew.	décanew. cm^2	section au ^{2}	résultats en décanew.	décanew. cm^2
94	26	27	96	18	19
75	22	29	74	17	22
120	29	24	132	23	17
89	28	31	91	21	19
130	36	27	138	27	19
118	29	20	124	19	16
107	24	22	104	15	15
96	26	27	98	17	17
102	29	28	104	19	18
105	24	23	103	19	18

2°- Essais à la machine à traction.

Trois séries d'expériences ont été réalisées :

1- Essais de traction linéaire .

2- Essais de flexion .

3- Essais de pression .

Nous avons prélevé à cette intention des éprouvettes sur des tibias de porcs par section au disque de carborandum au niveau du tiers moyen de la diaphyse des os à tester .

Là encore, nous les avons séparés en deux lots:

- Un premier lot a été immédiatement soumis aux essais .

- Un deuxième lot a été immergé dans une solution de formol pendant trois mois de manière à approcher les conditions de traitement des os humains embaumés .

L'échantillon ainsi choisi devait avoir au moins 30 mm de longueur qui était la distance minimum séparant les points d'appui pour les essais de flexion .

- En ce qui concerne les essais de traction linéaire, chaque fragment était usiné afin de lui donner une forme en "diabolo" avec une partie moyenne plus mince sur 25 mm de longueur au moins, ce qui assure à ce niveau une surface de section constante de moindre résistance qu'aux extrémités qui peuvent être retenues dans les mors de la machine de traction .

Après chaque essai, nous vérifions en outre les dimensions de cette surface de section pour avoir des éléments comparatifs précis .

- Pour les essais de flexion chaque éprouvette était aussi travaillée pour qu'elle soit en harmonie avec les autres et de section constante .

La préparation de ces éprouvettes a toujours été une tâche ardue et la structure trabéculaire sinusoïdale du tissu osseux, même sur des fragments très courts pourtant choisis avec soin, nous a posé des problèmes délicats pour obtenir des segments osseux assez homogènes répondant à nos exigences expérimentales .

En multipliant nos essais, nous avons pu établir un éventail de résultats moins dispersés qu'au début de nos recherches, mais il est évident que lorsqu'il s'est agi d'expérimentation sur les os humains, nous avons eu de plus grandes causes d'erreurs, d'abord parce que les segments d'os de la face répondant à ces nécessités techniques étaient beaucoup plus rares que sur des tibias d'animaux et que d'autre part le matériel d'expérimentation était limité .

a) Essais de traction linéaire

soit par exemple un segment de crête tibiale d'une diaphyse de porc frais de 75 mm de longueur, prélevé uniquement dans la corticale compacte, soit 12 mm de largeur et 2, 3 mm d'épaisseur .

Cet échantillon est usiné au disque à la meule puis à la meulette de façon à présenter à son tiers moyen sur une longueur de 40 mm une section homogène de $3,81 \times 2,3 = 8,7 \text{ mm}^2$.

Les extrémités de cette éprouvette mesurent chacune 17, 5 mm de longueur . A ce niveau, des trous sont pratiqués à la fraise à fissure et à la fraise ronde au centre de la zone renflée . Chacun a 3 mm de diamètre et une broche métallique est enfoncée dans chaque orifice de l'extrémité ainsi préparée .

Ces broches servent à l'ancrage dans les mors de la machine de traction .

L'éprouvette est alors soumise à l'action de notre "diatestor" et nous enregistrons à la fin de l'expérience par lecture directe sur le cadran de la machine de traction la force qui a été nécessaire à la rupture de la partie médiane dont la section inférieure a été normalement la première à céder . Si par exemple cette force

a été de 73 kg, nous disons que la force de traction exercée pour provoquer la rupture de l'éprouvette osseuse de section de 8, 7 mm^2 a été de 73 : 8, 7 = 8, 3 kg par mm au carré ou 830 kg par cm^2 .

b) Essais de flexion

Soit par exemple un prélèvement de crête tibiale d'os de porc de 50 mm de longueur, de 6 mm de largeur minimum et de 5 mm d'épaisseur minimum, ce fragment d'os est équarri et usiné pour que,au moins à sa partie moyenne sur une longueur de 30 mm, sa section soit absolument constante, conformément à ces données: 6 x 5 = 30 mm^2 .

L'éprouvette ainsi réalisée est alors placée sur la machine de traction dont le mécanisme a été réglé pour exercer une force de pression en son milieu et entre deux points d'appui distants de 30 mm et permettant à l'éprouvette de s'incurver par contrainte de compression du côté concave et contrainte positive du côté convexe .

Il faut donc pour commencer l'expérience disposer d'un échantillon homogène d'au moins 30 mm de longueur de 6 mm de largeur et 5 mm d'épaisseur constantes .

L'éprouvette ainsi soumise à l'action d'une force de flexion croissante s'incurve . La flèche de flexion de l'os est constamment enregistrée et notée en fonction de la variation de la pression exercée .

Nous obtenons par exemple les valeurs relatives suivantes entre la pression exercée P et la longueur de la flèche f .

en millimètres f =	1/10	2	2,5	3	3,5	4	4,5	5
en kilogrammes P=	11,5	28	38	47,5	58	70	78	85

A ce moment on assiste à la fracture de la partie convexe et presque en même temps à la rupture totale . Supposons

que cette rupture se soit opérée pour ces dernières valeurs, soit avec une force de pression P = 85 kg et une flèche de 5mm, le Moment Fléchissant Maximum est donc:

$$\mathfrak{M}\ \text{max.} = \frac{Pl}{4} = \frac{83,30}{4} = 637,5\ \text{kg/mm}^2$$

$\begin{cases} P = \text{force} \\ l = \text{section (bxh)} \\ I\alpha = \text{mouvt. d'inertie} \\ \frac{I\alpha}{v} = \text{module d'inertie} \end{cases}$

en effet dans le cas présent l = 6x5 = 30 mm^2

La rupture à la flexion correspond au quotient du moment fléchissant maximum par :

$$Rf = \frac{\mathfrak{M}\ \text{max}}{\frac{I\ \alpha}{V}} = \frac{I\alpha}{V} = \frac{bh^3}{12} \text{ car } v = \frac{h}{2}$$

$$\frac{I\alpha}{V} = \frac{bh^2}{6} = 5^2 = 25$$

La force de rupture à la flexion maximum sera de :

$$\frac{637,5}{25} = 25,5\ \text{kg/mm}^2$$

c) Essais de pression

Un échantillon de crête tibiale de 4 centimètres de longueur est usiné en épaisseur et en largeur pour obtenir un segment aussi homogène que possible, par exemple 3 mm d'épaisseur et de 6 mm de largeur.

Placé verticalement entre les mors parallèles de la machine à traction, une pression est exercée progressivement jusqu'à l'éclatement de la pièce osseuse. La lecture comme pour les autres essais se fait directement sur le cadran porteur de deux aiguilles du "Diatestor".

Nous avons procédé ainsi à plusieurs séries d'essais sur des segments compacts de crêtes tibiales d'os de porcs frais, d'os de porc desséchés secondairement, tous prélevés sur les faces antéro-externe et antéro-interne de ces crêtes .

Les résultats les plus intéressants de ces essais ont été les suivants :

Résultats :

Essais de traction sur des crêtes tibiales de porcs frais

dimensions mm	section mm^2	distance en kg	résistance en kg par cm^2
3, 8 x 2, 3	8, 7	73	830
3, 5 x 3, 5	8, 75	97	1100
4, 2 x 2, 8	11, 76	102	860
3, 5 x 2	7, 00	75	1070
3, 2 x 2	6, 4	90	1400
4, 1 x 2, 4	9, 84	105	1000
4 x 2	8	92	1150
3, 8 x 2, 2	8, 36	108	1280

soit en moyenne 1000 kg par cm^2 .

Essais de traction sur des tibias de porcs embaumés et humides

sur da en mm^2	résistance totale en kg	résistance par kg par cm^2
8, 2	62	750
9, 1	69	758
10, 8	72	660
7, 5	58	775
8, 5	70	820

soit en moyenne 700 kg/cm^2

Essais de traction sur des tibias de porcs embaumés puis desséchés

section en mm^2	résistance totale en kg	résistance en kg par cm^2
8, 50	55	647
8, 70	52	616
6	40	666
9	45	500
8, 8	65	743

soit en moyenne 600 kg/cm^2 .

Essais de flexion sur des crêtes de tibia frais

Dimensions en mm						Moment fléchissant maximum (en Kg/cm²)	Résistance à la rupture par flexion en Kg/cm²
ngueur		hauteur		largeur			
30	x	6	x	5,5		637	2 000
30	x	4	x	5,5		450	1 720
30	x	5	x	4,5		450	2 600
30	x	4	x	8		450	2 200
30	x	4	x	7		210	2 130

oit en moyenne : 2 100 Kg/cm²

Essais de flexion sur des crêtes de tibia embaumé

Dimensions en mm						Moment fléchissant maximum (en Kg/cm²)	Résistance à la rupture par flexion en Kg/cm²
ngueur		hauteur		largeur			
30	x	6	x	5,5		352	1 260
30	x	9	x	4,5		729	860
30	x	13	x	4,5		500	1 340
30	x	5	x	8		400	1 440
30	x	8	x	3		320	880

oit en moyenne : 1 450 Kg/cm²

Essais de pression sur des crêtes de tibia frais
longueur-type : 30 mm

section en mm²	Résistance totale en Kg	Résistance en Kg par cm²
18	280	1 550
8,5	120	1 410
13,5	210	1 500
16	280	1 740

oit en moyenne : 1 550 Kg/cm²

Essais de pression sur des échantillons
de crêtes tibiales embaumées

section en mm^2	résistance totale en kg	résistance en kg par cm^2
18	298	1320
9, 5	110	1160
12, 6	180	1410
10, 2	126	1210

soit en moyenne 1200 kg par cm^2 .

En conclusion de cette première partie d'expérimentations préliminaires sur les tibias de porcs, nous pouvons penser que l'embaumement par le formol réduit en moyenne de 33 % la résistance au choc à la traction, à la flexion et à la pression des os de porcs frais .

La dessication secondaire de ces os abaisse leur résistance à la traction de 15 % au moins . Comme le béton, l'os supporte moins bien la traction que la compression et tolère des forces de 30 % supérieures au moins aux forces de traction .

L'os humide permet une plus grande absorption d'énergie que l'os sec, car si sa tension est plus faible à force déformante égale, son pourcentage d'allongement sous tension est plus grand, ce qui augmente considérablement l'énergie absorbante .

Ces résultats peuvent être aisément appliqués aux squelettes humains puisque la structure de l'os haversien des porcs est assez analogue, ces animaux étant également omnivores .

Nos essais sur la face humaine seront en conséquence menés à bien sur des cadavres embaumés et humides . Ils devront d'autre part subir un correctif de 33 % en majoration, qui devrait permettre d'approcher la valeur absolue de la résistance de ces pièces squelettiques, objet de notre travail de recherche pour approcher les valeurs de la résistance de l'os vivant .

EXPERIMENTATION SUR LA RESISTANCE DES OS DE LA FACE PRELEVES SUR DES CADAVRES EMBAUMES ET ETUDIES ISOLEMENT

°°°

Nous avons renouvelé avec les os de la face les essais que nous avions déjà réalisés avec les os de tibia de porc .

Le principe était de soumettre des segments d'os de la face, de section constante, à la traction, à la pression, à la flexion en prenant soin d'utiliser des éprouvettes permettant des mesures précises .

L'obstacle majeur rencontré a été la difficulté d'isoler des échantillons d'os correspondant à ces nécessités de technique mécanique .

Les os plats qui constituent le squelette facial sont en effet très courts, leur profil est extrêmement sinueux et ils sont parcourus par une trabéculation fibrillaire, disposée en courbes sinusoïdales, dans les trois plans de l'espace, orientée selon des forces de mécanique fonctionnelle et musculaire propre à chaque os .

Cette disposition favorise leur rupture prématurée en cas de traction ou de flexion linéaire . Il est donc difficile d'obtenir des résultats homogènes, car ils ne possèdent pas les mêmes propriétés élastiques dans toutes les directions . Ils ne sont pas isotropes . En outre, ils ne paraissent pas avoir été conçus pour porter des poids ou pour recevoir des chocs .

Les os de la face ont en effet la structure des os plats, c'est-à-dire qu'ils sont constitués de deux couches relativement parallèles d'os compact, les tables externe et interne, séparées par du tissu spongieux aréolaire .

- L'os compact est constitué presque exclusivement de lamelles osseuses disposées parallèlement, en travées de Havers , faites de canaux de Havers . Les ostéocytes sont disposés autour d'eux, comme pour les segments de crête tibiale, initialement utilisés .

L'unité anatomique réalisée par un canal de Havers entouré de ses cellules constitue une ostéone . Cette petite unité irrégulière est hérissée en surface d'aspérités .

L'orientation en spirale du réseau d'ostéones par rapport à l'axe de l'os, l'orientation individuelle de chaque famille d'ostéones sur son axe, l'enlacement des ostéones individuels par encastrement réciproque assure à la corticale sa rigidité .

Les lamelles occupent les espaces compris entre ces ostéones dont elles ne seraient que le vestige . Mais au lieu de 4 et 5 mm d'épaisseur trouvés sur les tibias, les couches compactes ne dépassent pas 2 mm au niveau des os de la face .

- Le Diploé disposé en travées espacées délimite des logettes dans lesquelles abondent les cellules adipeuses sanguines et réticulo-endothéliales et occupe l'espace entre les deux tables externe et interne .

Peu minéralisée, cette zone est celle des échanges minéraux, mais sa valeur mécanique n'est pas négligeable car les travées orientées selon les lignes de force dominante du point de vue physiologique garantissent la résistance de l'ensemble en cas d'effort inusité, à condition que l'application de cette force corresponde à l'axe de travail de l'ensemble osseux . Ainsi avec une résistance propre bien inférieure à celle de l'os compact, l'os spongieux s'accommode de sa fonction de transmission des forces et joue un rôle important dans la résistance mécanique de la face.

Les conditions morphologiques et structurales de ces os sont donc fondamentalement différentes des conditions rencontrées pour les os longs qui avaient fait l'objet de nos essais préliminaires et il ne faudra donc pas s'étonner si les résultats d'expériences sont assez différents, bien qu'il s'agisse toujours de tissu osseux .

Protocole expérimental .

Le prélèvement de segments rectilignes n'a pu être fait qu'au niveau de la mandibule avec un disque monté sur une pièce à main, soit au niveau du rebord basilaire, soit au niveau de son bord postérieur .

Leur longueur moyenne était de 50 mm, leur section était mesurée pour chaque échantillon et de l'ordre de 12 à 15 mm^2 .

Les os entiers qui ont été testés étaient désarticulés puis orientés de façon à ménager une zone de rupture rétrécie entre deux pôles de fixation assurée par ligature au fil métallique (acier au 10/10) et enrobage dans la résine acrylique autopolymérisable .

Cette dernière précaution était prise afin de parfaire la jonction entre le fil de traction et la pièce osseuse .

Dans certains cas cette fixation était complétée par une transfixion des extrémités distales les plus compactes et opposées par rapport à la zone de fracture prévue .

Nous avons rencontré de grandes difficultés dans ces manipulations, et ce n'est qu'un petit nombre d'essais concluants qui nous ont permis d'enregistrer des résultats valables, qui sont consignés dans notre bilan final . En effet, il est arrivé souvent que les os se fissurent et cèdent , non pas au niveau de la zone que nous avions choisie pour notre étude, mais dans la zone d'ancrage .

Lorsque la fracture se produisait à l'endroit prévu, nous procédions à la mesure de la surface de rupture en colorant la surface de section à l'encre de Chine et en la reportant sur du papier où il ne nous restait plus qu'à l'assimiler à des figures géométriques simples pour en déterminer exactement la surface millimétrée .

Nous n'avons pu effectuer directement des essais au mouton-pendule concernant la résistance des os entiers qui dépassait les possibilités d'enregistrement de cette machine .

Pour l'ensemble de nos essais de traction, de flexion de pression, nous avons procédé dans les mêmes conditions et avec le même matériel que pour les essais sur les os de porcs aussi nous ne reviendrons pas sur cette description .

Résultats :

(voir tableaux pages suivante)

Essais de traction sur un segment
de bord basilaire de la mandibule

dimension en mms.	section en mm^2	résistance totale en kg	résistance en kg par cm^2
4, 2 x 2, 8	11, 76	47	400
4, 5 x 5	22, 5	84	370
3 x 2, 8	8, 4	50	590
3, 5 x 3, 2	11, 2	48	400
3 x 4, 2	12, 6	54	428
5, 2 x 3, 4	17, 6	74	420
4 x 2, 8	11, 2	50	480
5 x 3	15	109	725
5 x 5	25	120	480

soit en moyenne 500 kg/cm^2 /850 kg/cm^2 sur os vivant .

Essais de traction sur un segment
du rebord orbitaire du frontal

dimension en mms.	section en mm^2	résistance totale en kg	résistance en kg par cm^2
15 x 2, 5	0, 37	220	550
12 x 3	0, 36	188	522
14 x 4	0, 56	192	324
15 x 3	0, 45	188	440
11 x 4	0, 44	152	345

soit en moyenne 400 kg par cm^2 et 520 kg par cm^2 pour un os vivant .

ETUDE EXPERIMENTALE DES FRACAS DE LA FACE SUR DES TETES ENTIERES DE CADAVRES EMBAUMES

°°°

Nous avons utilisé la machine simple conçue à cet effet et décrite au chapitre du matériel expérimental .

Les têtes entières placées en fin de course dans une caisse de sable, ou entre les mors d'un système de fixation à vis ont été orientées dans les différents plans de l'espace de face ou de profil, tout en faisant varier leur inclinaison par rapport aux forces contendantes, dont l'axe d'impact est toujours resté parfaitement vertical .

Nous avons procédé à des essais de choc en provoquant la chute du chariot à partir de hauteurs toujours croissantes successivement à 5, 10, 30, 50, 75, 100, 150, 180, 200 centimètres .

De même la charge du chariot mobile a été modifiée au cours des divers essais passant de 4 kg à 14 kg .

Les forces qui ont été libérées allaient par conséquent de 0, 20 kg/mètre à 28 kg/mètre .

La partie contondante a été choisie de deux types :

1°- une plaque circulaire métallique lisse de 15 centimètres de diamètre constituée par la face inférieure du chariot .

2°- un butoir, également métallique, de 4 centimètres carrés de surface convexe, réduisant le choc initial à un point, sommet de cette convexité .

3°- un butoir en bois que l'on pouvait recouvrir de caoutchouc ou de tout autre matériau, de 4 cm^2, pour définir le siège, la forme, l'importance des traits de fractures secondaires aux traumatismes faciaux ainsi déterminés en fonction de l'énergie vulnérante .

Nous avons dû, après chaque choc, soit faire un bilan clinique avec contrôle radiographique, soit procéder à la dissection des zones fracturées afin de préciser l'importance et la réalité des traits de fracture .

Nous nous sommes efforcé d'établir les différents facteurs qui président à la détermination de ces fractures .

Nous avons ainsi étudié successivement les rôles de :

1°- la nature de l'agent contondant .

2°- l'intensité minimale d'énergie vulnérante , nécessaire à la production d'un fracas osseux facial .

3°- la direction de la force vulnérante .

4°- la surface d'impact .

5°- la fixité de la tête au moment du choc .

6°- la structure de la région d'impact .

1 - ETUDE DE LA NATURE DE L'AGENT VULNERANT .

La structure de l'objet contondant joue un rôle fondamental dans la détermination des lésions crânio-faciales.

Pour une énergie cinétique constante, et dans des conditions traumatiques strictement identiques, les blessures seront différentes selon qu'il s'agit de fer, de bois, de plastique , de caoutchouc , de liège , ou de verre.

Les facteurs de dureté, de densité, de cohésion moléculaire contribuent à modifier dans des proportions appréciables les conséquences d'un même choc, mais la capacité de déformation et le module d'élasticité du matériau sont encore plus importants .

L'idéal est d'utiliser des substances susceptibles de se déformer, sans pointes de décélération, progressivement et lentement de façon uniforme tout en jouant le rôle d'amortisseur et en se moulant sur le relief du squelette .

Les matières plastiques thermoplastiques ou thermo durcissables du type polystyrènes et copolymères, polypropylènes , polyuréthane, polyesters seront plus faciles à adapter à cet effet, leur dureté de surface pouvant aller de 250 à 400 kg/cm^2 et leur module d'élasticité à la compression allant de 1500 à 2000 kg/cm^2 .

C'est à l'intérieur de ces limites que devront être choisis les matériaux susceptibles d'entrer en contact brutal avec les éléments du squelette facial pour provoquer des lésions les plus réduites .

Un système à double paroi pour les tableaux de bord par exemple conviendrait parfaitement à réduire les conséquences d'un trauma direct .

Nous avons constaté que si nous soumettions une face à un choc d'intensité modérée comme la chute d'un poids de 4 kg d'une hauteur de 2 cm, les os propres du nez étaient rompus .

Si le même choc était reproduit par la même surface métallique, mais protégée par un matelas de thermoplastique de 3 cm d'épaisseur type "Plastylène" dont le module d'élasticité est de 20 par millimètre carré, il n'y avait pas de fracture cliniquement décelable .

Le bloc de plastique avait absorbé une partie de l'énergie cinétique en se déformant et la résistance propre de l'os assure la fin de cette neutralisation de la force vulnérante, qui était identique dans les deux expériences .

La conséquence de cette expérimentation est qu'il y a intérêt à matelasser les parois du toit, des portières du cadre du pare-brise, du tableau de bord avec des substances plastiques déformables sous l'action d'un choc sans possibilité de les briser .

Tous les éléments contondants, ou bien doivent être éloignés de l'automobiliste afin que même avec une projection de quelques dizaines de centimètres, il soit protégé, ou bien des systèmes mécaniques doivent être prévus pour permettre l'éjection des parties les plus résistantes ou leur encastrement dans un bloc de polyuréthane portecteur . La colonne de direction en particulier constitue au point de vue maxillo-facial un facteur traumatisant, très important qui doit être éliminé par des dispositifs mécaniques actuellement bien connus favorisant sa dislocation et par son rembourrage avec du polyuréthane .

En ce qui concerne le capitonnage de l'habitacle , il peut être aisément assuré par des thermoplastiques type polyéthylène dont le module d'élasticité à la compression ne doit pas dépasser 20 par millimètre carré (Plastylène par exemple) ou du "Natène" dont le module l'élasticité à la traction est de 80 kg par millimètre carré, alors que celui de l'acier est de 20.000 .

En ce qui concerne plus particulièrement le pare-brise, il existe actuellement deux types de verre industriellement mis à la disposition des constructeurs:

1 - Ejection du parebrise favorisant la projection de l'automobiliste en dehors du véhicule.

2 - Parebrise déformable retenant l'occupant dans le véhicule tout en limitant l'action contondante de l'impact par absorption de l'énergie sans possibilités de rupture.

3 - Inconvénients en cas de choc très violent d'une immobilisation totale de la tête de l'automobiliste, l'empêchant de se protéger efficacement par un déplacement de quelques centimètres qui auraient évité un impact mutilant.

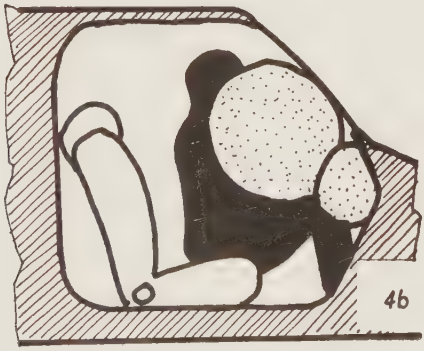
4a et 4b - Matelassage de protection par ballonnets gonflables susceptibles de se dilater par remplissage brutal sous l'action d'un choc traumatique déclenchant.

1

2

3

4a


4b

- le verre trempé genre "Sécurit" ou "Visurit" qui équipe 85 % des voitures françaises en circulation .

- le verre feuilleté genre triplex que l'on ne trouve en France que sur 11, 5 % des véhicules au lieu de 70 à 100 % en Suède, en Norvège ou en Italie .

Il s'agit de deux plaques de verre entre lesquelles une feuille de Butyral polivinyle de 0, 76 de millimètre est placée en sandwich , intérieurement collée au verre .

L'expérience montre qu'à grande vitesse le premier détermine des coupures graves dans 80 % des cas, alors que le second n'est responsable de blessures que dans 44 % des cas .

Dans les chocs à vitesse réduite (50 km/h) les ‹ blessures tombent à 2 % au lieu de 25 % .

En effet, le triplex est susceptible de se briser mais sans fragmentation et les morceaux restent adhérents au plastique . En somme l'ensemble du pare-brise se déforme en servant d'amortisseur sans éclater .

Si l'énergie est trop grande, la totalité du pare-brise est éjectée .

Ce résultat n'est pas satisfaisant à notre avis, car l'occupant est alors susceptible de suivre le même chemin .

Des recherches devraient être entreprises par les industriels de l'automobile pour augmenter l'épaisseur de la couche de plastique intermédiaire, tout en conservant ou en augmentant la plasticité globale du pare-brise pour le transformer en un véritable "filet protecteur" déformable sous l'action du choc, mais qui serait assez résistant pour éviter l'éjection de l'automobiliste .
Une augmentation de la couche de Butyral polivinylique à 1, 50 mm, en modifiant ses qualités d'élasticité si cela était nécessaire, nous paraîtrait efficace, à condition de lui conserver ses qualités de transparence actuelles .

2 - DETERMINATION DE LA FORCE MINIMALE NECESSAIRE A LA PRODUCTION DE FRACTURES DU MASSIF FACIAL .

Cette étude constitue la partie la plus originale et la plus délicate de notre travail .

La mise au point du matériel d'observation et d'enregistrement a nécessité une longue période de tâtonnements et ce n'est qu'après de multiples mises au point que nous avons réussi à construire l'appareillage le mieux adapté à ces observations .

- Lorsque nous avions commencé cette thèse , fin 1968, nous pensions nous contenter d'une mesure simple de la résistance des os par la détermination de la vitesse de chute et du poids du chariot frappeur . Rapidement nous nous sommes aperçu que cette méthode ne permettait qu'une approche grossière de la valeur réelle de l'énergie de rupture pour un os donné : Nous devions procéder par approches successives, c'est-à-dire répéter les chocs sur un même os afin de cerner au plus juste cette énergie minimale . Ces heurts répétés déterminaient un effet de cumul sur la pièce squelettique soumise à notre expérimentation, et nous n'étions jamais sûr de connaître exactement la force instantanée de rupture, le supplément d'énergie du système étant absorbé par les tissus environnants . La force initiale se trouvait certes en partie utilisée à la production de la fracture, mais une partie inconnue était dispersée dans la base du crâne, en fonction de l'architecture faciale squelettique et des équilibres de masse au niveau des tissus mous .

Ces faits nous ont conduit à concevoir un nouvel appareillage beaucoup plus minutieux dont nous avons donné une description dans le premier chapitre de cette thèse et nous n'y reviendrons pas .

Nous rappellerons seulement son principe qui est d'enregistrer à l'aide d'un accéléromètre à jauge de contrainte les variations de décélérations qui sont proportionnelles à la résistance de l'os testé . A cet effet , nous avons couplé l'accéléromètre avec un oscilloscope cathodique dont les tracés ont été filmés, ce qui a permis ensuite l'interprétation des tracés .

Au début de cette dernière expérimentation nous avons obtenu des courbes inutilisables .

Nous avons pensé tout d'abord que ces échecs tenaient à un défaut d'adaptation entre le capteur et le système enregistreur . Nous avons demandé au laboratoire du Commissariat à l'Energie Atomique du Barp de bien vouloir vérifier le système du capteur . Ils nous ont répondu que tout était normal .

Nous avons alors constaté que les vibrations de notre chariot coulissant étaient à l'origine de nos déboires . C'est ainsi que nous avons été amené à mettre au point un nouveau système frappeur monté sur "téflon" dont le frottement presque nul a permis d'obtenir des enregistrements corrects .

Tout cela a pris de longs mois, et ce n'est qu'en 1971 que nous sommes parvenu à maîtriser notre technique .

Si nous rapportons cela, c'est parce que au cours de ces années, nous avons mieux réalisé que la recherche n'est pas facile, même lorsque les ambitions sont limitées et que souvent des problèmes annexes prennent une importance inattendue qui complique anormalement la conduite d'un travail .

PROTOCOLE EXPERIMENTAL

Nous avons naturellement procédé par étapes .

Expérience n°1 :

Dans une première série d'expériences, nous avons testé notre appareillage sur un tissu mou, n'offrant aucune résistance particulière et parfaitement homogène en l'occurence un cube de mousse polyuréthane de 20 cm de côté sur lequel nous avons laissé tomber notre chariot mobile pesant 4 kg, d'une hauteur de 5cm et dépourvu du cylindre frappeur, de sorte que la surface d'impact était constituée par la face inférieure du système .

Nous avons ainsi obtenu la courbe n°I, sur laquelle nous lisons :

- en ordonnée le nombre de g, c'est-à-dire les accélérations multiples de celle de la pesanteur .
- en abscisse, le temps t, chaque centimètre représentant un temps proportionnel à la vitesse de déroulement du film .

Etude mathématique et graphique de cette courbe :

Au cours de la chute de notre plateau mobile de 4 kg d'une hauteur de 5 cm, sur le bloc de polyuréthane .

Pour analyser cette courbe de façon rationnelle et commode, nous l'avons reproduite sur du papier millimétré par projection optique, permettant un agrandissement qui restera constant pour toutes les courbes de nos enregistrements ultérieurs, filmés dans des conditions identiques .

Le tracé obtenu nous permet de connaître le temps t, et l'accélération correspondante .

Sur ce graphique, nous avons figuré l'accélération de la pesanteur égale à 1 g = 2 millimètres . Par conséquent, chaque centimètre horizontal, parallèle à la ligne du O, étant égal à 1 g, chaque centimètre horizontal représente 2 millisecondes en fonction de la vitesse du film qui défilait à 25 pouces/s. Autrement dit chaque grand carreau de 1 cm de côté représente 5 g ou 2 millisecondes et chaque petit carreau de 1 millimètre de côté 0, 5 g et 0, 2 milliseconde, puisqu'il y a 2 millimètres par g, selon que l'on considère les ordonnées et les abscisses .

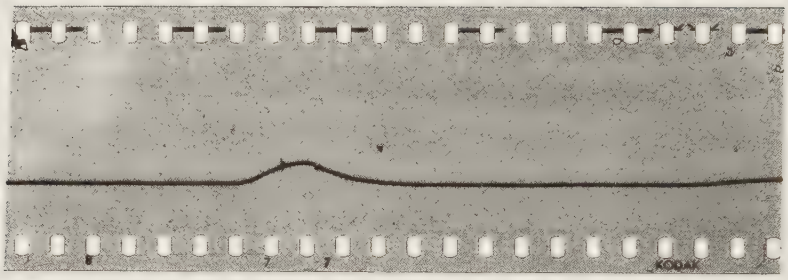
Nous pouvons donc écrire que chaque petit carreau correspond à une vitesse de 4, 905 m x 0,2mm/sec. = 0, 000981 mètre/seconde, soit environ 0, 1 centimètre/seconde .

L'homogénéité du bloc de mousse de polyuréthane soumis à cette expérimentation nous donne une courbe presque régulière de décélération passant par un maximum situé au milieu de la courbe . Le mobile est au début faiblement ralenti, la décélération augmente à mesure qu'il se comprime . Cette phase correspond à la première partie de la courbe . A partir d'un certain seuil, quand la vitesse est assez réduite, la décélération diminue à son tour et à un moment devient nulle . Le mobile s'arrête . L'ensemble de l'aire délimitée par la courbe définit la totalité de cette vitesse négative qui est une décélération .

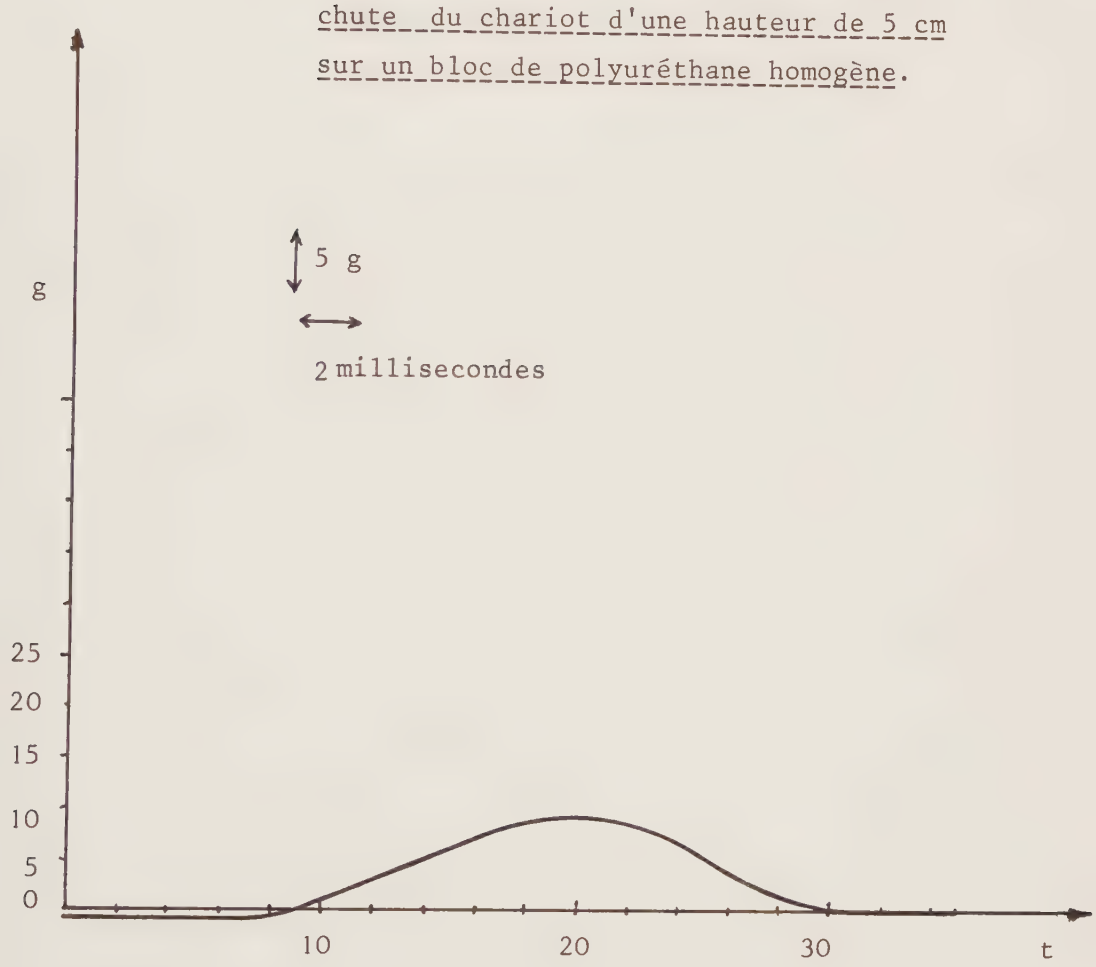
- Si nous considérons un mobile de vitesse nulle au temps O, soumis à une accélération constante gamma

-au bout d'un temps dt 1 la vitesse sera (γ x d t 1)
-au bout d'un temps dt 2 la vitesse sera (γ x d t 1)+(γ dt 2)
-au bout d'un temps ndt la vitesse sera (γ x t 1)+(γdt 2)n(γx dt)

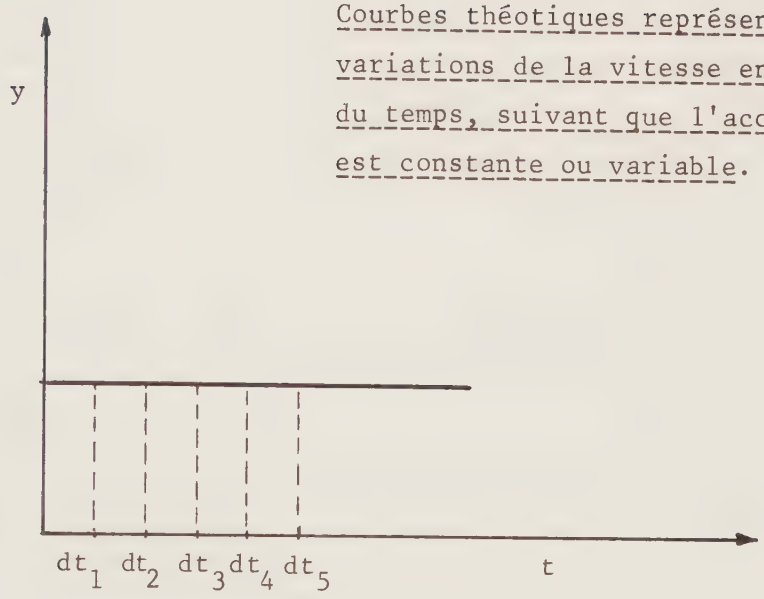
Il suffit donc dans ces cas de déterminer la surface incluse dans la courbe et la ligne de temps pour obtenir la décélération réelle faite de la somme des ralentissements .

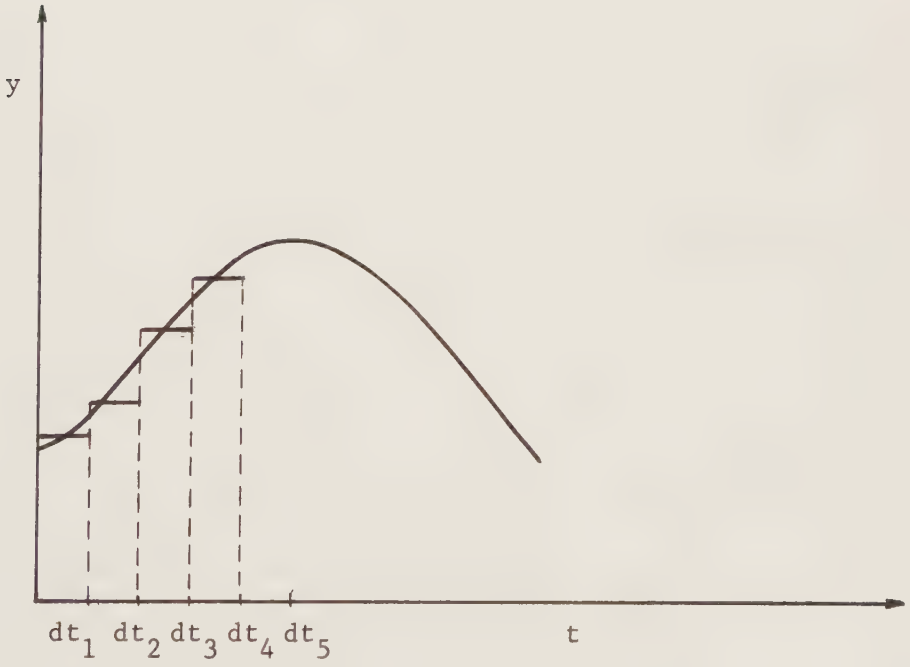

KODAK

Courbe du ralentissement produit par la chute du chariot d'une hauteur de 5 cm sur un bloc de polyuréthane homogène.



Courbes théotiques représentant les variations de la vitesse en fonction du temps, suivant que l'accélération est constante ou variable.





- Supposons maintenant que ce mobile soit soumis à une accélération variable . Pour obtenir sa vitesse à un moment déterminé, il suffit de diviser la courbe représentant les variations de l'accélération, en fonction du temps en intervalles de temps très petits, pendant lesquels on admettra que l'accélération est constante . L'accélération prendra une valeur différente dans l'intervalle de temps qui suit, mais restera constante dans cet intervalle .

A la fin de chacun de ces intervalles de temps, la vitesse est égale comme précédemment au produit γt, c'est-à-dire à la surface de chacun de ces rectangles comprise entre l'intervalle dt, et la courbe des accélérations .

La vitesse résultante au bout d'un temps déterminé est donc égale à la surface comprise entre l'ordonnée de la courbe passant par le point représentant ce temps, et la courbe elle-même .

Que la vitesse soit positive ou qu'elle soit négative correspondant à une décélération le problème est le même .

Pour le cas où il y a variation de l'accélération au bout du temps n x dt, c'est encore la mesure de surface qui permet de déterminer la vitesse du mobile à ce moment .

Le calcul mathématique nous permet d'approcher la valeur de la vitesse en fin de course lorsque la chute s'opère sans interposition d'un obstacle .

Classiquement $E = 1/2\ g\ t^2$

d'où nous pouvons tirer que : $t = \sqrt{\frac{2E}{g}}$

et $V = 9,81 \times \sqrt{\frac{2E}{g}}$

à 5 centimètres $t \# \sqrt{\frac{2 \times 5}{1000}} = \sqrt{\frac{1}{100}} \# 0,1$ seconde

$V = 9,81 \times 0,1 = 0,98$ m/s.

Nous constatons ainsi qu'un poids de 4 kg tombant d'une hauteur de 5 centimètres à une vitesse théorique en fin de course de 0, 98 m à la seconde # 1 mètre/seconde .

Nous avons vu précédemment que chaque petit carreau de 1 mm de côté correspondait à une vitesse de 0, 000981 mètre/seconde, soit environ 0, 1 centimètre/seconde .

En procédant sur la courbe réelle obtenue au cours de notre expérimentation à la somme de petits carreaux inclus dans la courbe c'est-à-dire en l'intégrant graphiquement , nous pouvons obtenir le ralentissement qui est égal au produit de la décélération par le temps :

$$V = \gamma t$$

Nous avons dans le cas particulier dénombré 950 petits carreaux :

- V = 950 x 0, 000981 = 0, 93 mètres par seconde.
- V = 0, 98 - 0, 93 = 0,05 m .

Cette anlyse du mouvement déduite de la courbe de décélération produite par un bloc de mousse de 20 x 20 x 20 nous permet donc de constater que le chariot au moment du choc était animé d'une vitesse de 93 cm par seconde, au lieu de 98 centimètres théoriques . Le 0, 05 mètre manquant correspond aux pertes du système et et à son inertie (frottements, échauffements, liés aux conditions expérimentales) .

Nous pensons évidemment connaissant la décélération exacte, en déduire l'énergie cinétique réellement absorbée :

Une masse déterminée animée d'une certaine vitesse représente en effet une énergie cinétique égale à la moitié du produit de la masse par le carré de sa vitesse :

$$E = 1/2\ m\ v\ 2$$

En l'occurence la masse étant de 4 kg l'énergie cinétique totale disponible est de :

$$1/2\ 4 \times (0,98)^2 = 0,96 \times 2 = 1,92 \text{ joule}$$

Notre mobile dans ces conditions pourra accomplir un travail de 1,92 joule .

Or dans le cas particulier l'énergie absorbée E compte-tenu des pertes du système E' est la suivante :

$$E' = 1/2\ 4 \times (0,05)^2 = 0,05 \text{ joule}$$

L'énergie absorbée par le bloc de mousse de polyuréthane est en définitive :

$$1,92 - 0,05 = 1,87 \text{ joule}$$

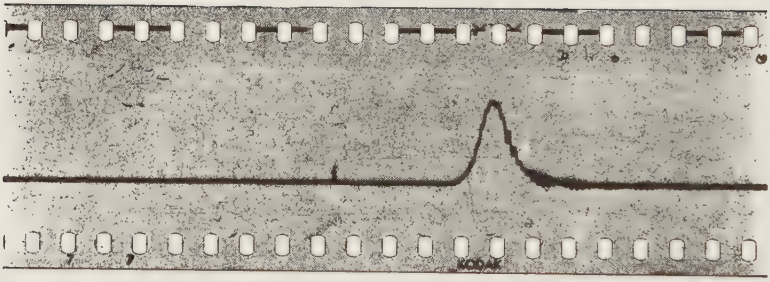
Expérience n°2 :

Dans cette deuxième expérience au lieu de disposer en fin de course un bloc de polyuréthane, nous avons disposé la tête d'un homme de 65 ans environ , à l'ossature moyenne .

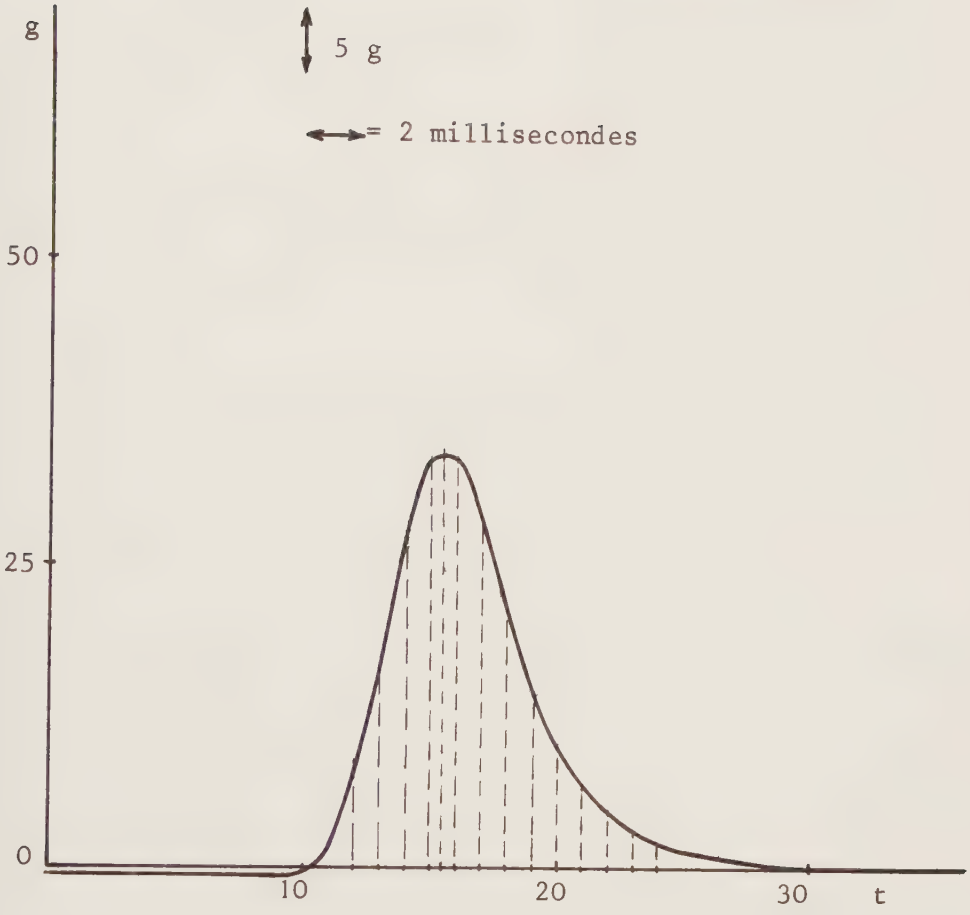
Nous avons orienté la tête de manière à ce que la verticale passe par le plan de Francfort, et que la face inférieure du chariot mobile vienne heurter, en premier, l'appendice nasal du sujet .

A 5, 10, 15 centimètres de hauteur, nous n'avons obtenu qu'un écrasement de la peau et du cartilage sans fracture radiologiquement et cliniquement décelable .

Par contre à 20 cm de hauteur, nous avons provoqué la fracture des os propres et enregistré la courbe correspondante .


KODAK

EXPERIENCE n° 2



Analyse de la courbe

Comme précédemment, l'accélération de la pesanteur "g" correspond au trait horizontal parallèle à la ligne du O .

Lorsque le choc se produit, le ralentissement dû à la décélération est représenté par la courbe elle-même et la surface comprise à l'intérieur de la courbe .

La décélération maximale est de 7 carreaux soit :

$$7 \times 5 = 35 \text{ g} .$$

qui correspond à la fracture des os propres du nez . La force maximale qui a produit cette fracture est égale au produit de la masse par l'accélération de la pesanteur :

$$F = 35 \times 4 = 140 \text{ décanewtons} ,$$

soit environ 1400 newtons (1.373) .

Cette décélération est constamment variable au cours du choc et le ralentissement résultant est égal à la somme des ralentissements élémentaires .

(décélérations x d t 1) + (décélération x d t 2)

+(décélération x dt 3) + n (dxt) comme nous l'avons dit plus haut .

Par conséquent en un point quelconque de la courbe au bout d'un temps déterminé, le ralentissement est égal à la somme de ces ralentissements élémentaires, c'est-à-dire à la surface incluse dans la courbe .

L'unité de surface est égale au produit de cette décélération g, par le temps : V = gt .

Beaucoup de nos expériences se sont déroulées avec ce même poids de 4 kg dont nous avons fait varier la hauteur de chute à 5 cm, 10 cm, 20 cm, 30 cm, 50cm, 1m, 1,50 m .

Nous avons vu que le calcul mathématique nous permet d'approcher la valeur de la vitesse en fin de course lorsque la chute s'opère sans interposition d'obstacle .

Nous savons que $V = \gamma t$

et que classiquement $E = 1/2\ g\ t\ 2$

d'où nous trouvons $t = \sqrt{\frac{2E}{g}}$

$$V = 9,81 \times \sqrt{\frac{2E}{g}}$$

Dans le cas présent, la hauteur de chute efficace étant de 20 cm :

$$t = \sqrt{\frac{2 \times 0,20}{9,081}} \qquad \sqrt{\frac{4}{100}} = 0,2 \text{ secondes .}$$

V = 981 x 0, 2 = environ 196 cms/s. # 2 mètres/s.

Nous dirons que pour un poids de 4 kg, la vitesse de chute d'une hauteur de 20 cm est d'environ 2 mètres par seconde .

Nous avons calculé pour les différentes hauteurs retenues , les vitesses suivantes :

Vitesse théorique d'un mobile soumis à l'action de la pesanteur :

à	5 centimètres	V # 1 m/s.
	10 centimètres	V # 1, 35 m/s.
	20 centimètres	V # 2 m/s.
	30 centimètres	V # 2, 40 m/s.
	50 centimètres	V # 3 m/s.
	1 mètre	V # 4 m/s.
	1, 50 mètre	V # 5, 50 m/s.
	1, 75 mètre	V # 5, 88 m/s.

Une masse déterminée , animée d'une certaine vitesse représente une énergie cinétique égale à $1/2\ m\ V^2$, c'est-à-dire la moitié de la masse multipliée par le carré de sa vitesse .

Par conséquent l'énergie correspondant au mobile de 4 kg tombant de 0, 20 mètres, dont la vitesse est nous l'avons vu de 2 mètres par seconde sera de :

$$1/2\ 4\ x\ 2^2\ =\ 8 \text{ joules}$$

Notre mobile dans ces conditions pourra accomplir un travail de 8 joules avant de s'immobiliser .

On peut plus simplement parvenir au même résultat en tenant compte de l'énergie potentielle qui est pour une hauteur déterminée égale au produit du poids par cette hauteur .

En l'occurence : 0, 20 m x 4 = 0, 80 kg/mètre

1 kg/mètre = 9, 8 joules

0, 80 kg/m étant peu différent de 8 joules à l'erreur près .

Par ce procédé, nous ne pouvons mesurer que le travail maximum nécessaire à la détermination de la fracture sans pouvoir affirmer que la totalité de cette énergie a été utilisée à la production de cette fracture .

Nous pensons donc écrire en première approximation que la fracture des os propres du nez nécessite une énergie de 8 joules . Toutefois , pour obtenir ce résultat nous avons opéré par essais successifs, c'est-à-dire avec un effet de sommation qui contribue encore à rendre cette affirmation plus tendancieuse, chaque choc ayant pu affaiblir les trabéculations sans que nous ayons pu objectiver la fracture .

En outre, l'énergie n'est pas toute employée à la détermination de la fracture, ainsi que nous allons le prouver par une analyse plus précise de la courbe d'enregistrement .

Dans le cas de notre courbe, nous savons que comme pour l'expérience n°1, chaque carré de 1cm de côté représente un ralentissement de 0,0981 mètre par seconde et un carré de 1 millimètre de côté de 0,000981 m/s.

Si nous considérons la surface incluse, nous trouvons 7 grands carreaux au moment où la décélération est maximale correspondant à la rupture de l'os .

Le ralentissement a ce moment est donc de :

7 x 0,0981 = 0,6967 , soit environ 0,7 mètres par seconde .

Or, nous savons que pour un poids de 4 kg, la vitesse pour une chute de 20 cm de hauteur est de 2 mètres par seconde .

Par conséquent, à ce moment du sommet de la courbe la vitesse est de 2 m/s - 0,7 m/s = 1,3 m/s .

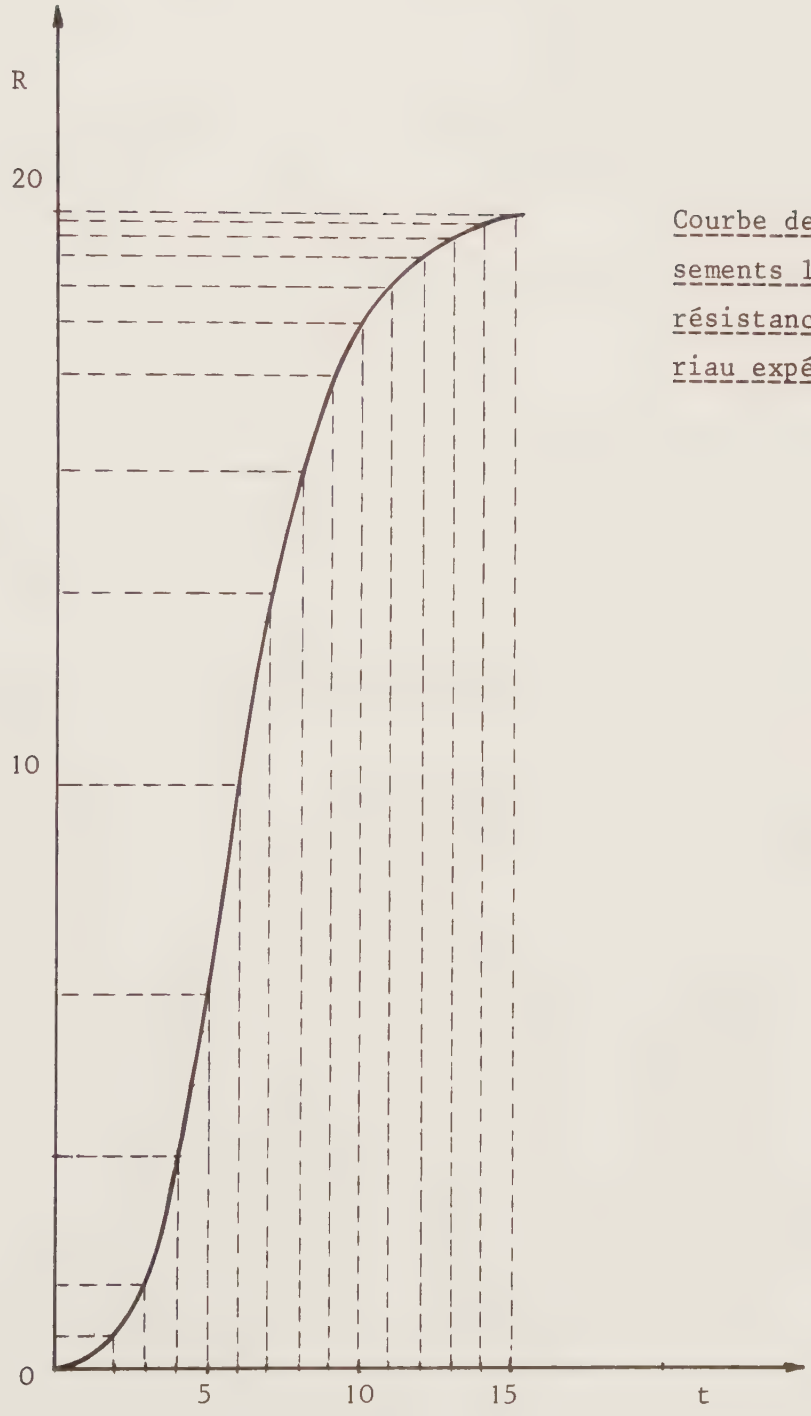
L'énergie à ce moment étant égale à 1/2 V 2

$E = 1/2\ 4\ kg \times (1,3)^2 = 2 \times 1,69 = 3,38$ joules .

Nous savons que l'énergie cinétique de 4 kg chutant d'une hauteur de 20 centimètres, est de 8 joules .

Nous pouvons donc déduire de cette analyse que l'énergie minimale nécessaire à la fracture, sans déplacement des os propres du nez , par une surface lisse de 4 cm^2 est de 8 - 3,38 = 4,6 joules environ, soit un peu moins de 1/2 kg /mètre appliqué pendant 5 milli/secondes 1/2 et non 1 kg/mètre comme nous l'avons trouvé en première approximation .

L'intérêt de cette méthode est donc d'objectiver l'énergie réellement utilisée à la fracture et non pas seulement l'énergie théorique ou l'énergie approximative .



Courbe des ralentissements liés à la résistance du matériau expérimenté.

Nous pouvons essayer d'approfondir cette analyse graphique . Par exemple pour chaque milliseconde, nous pouvons objectiver la variation du ralentissement provoqué par le contact avec les tissus soumis à l'expérimentation .

Cette mesure permet d'établir une nouvelle courbe qui sera la représentation de la variation du ralentissement en fonction du temps .

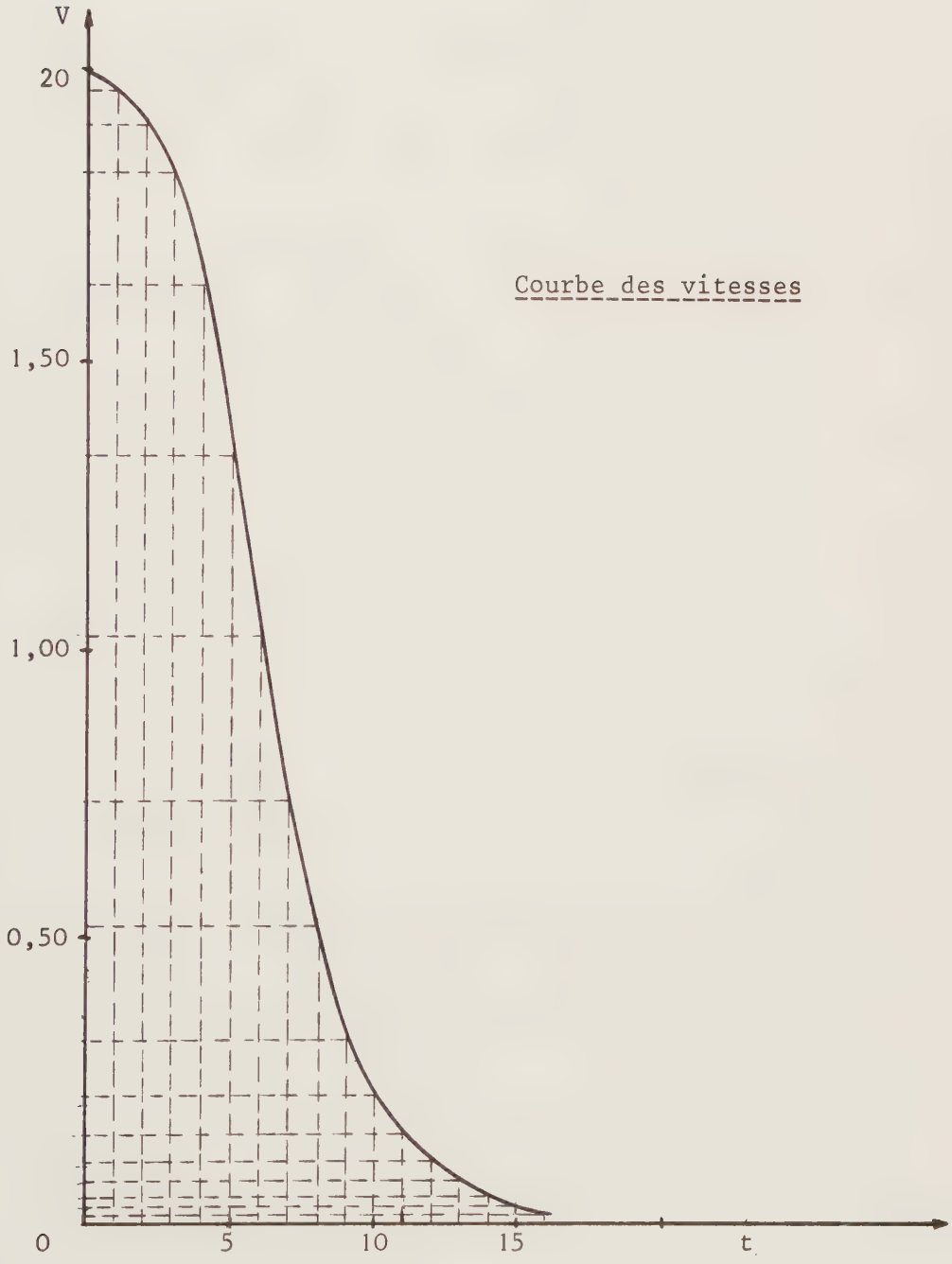
Nous constaterons en effet que la vitesse n'est jamais la même puisque la résistance propre des tissus humains soumis au choc varie constamment suivant l'élasticité, le caractère fibreux ou osseux des zones intéressées par l'impact, et même lorsque la fracture est obtenue la vitesse continue à décroître jusqu'à l'arrêt total, ainsi que le ralentissement .

Nous avons procédé à l'interprétation de notre courbe par comptage des carreaux inclus dans la courbe de milliseconde en milliseconde .

La surface ainsi objectivée est reportée sur une nouvelle courbe, les abscisses correspondant aux vitesses et les ordonnées aux temps écoulés , toujours en millisecondes .

Nous avons dénombré :

pour	2 millisecondes	43 petits carreaux
	3 millisecondes	157 petits carreaux
	4 millisecondes	351 petits carreaux
	5 millisecondes	651 petits carreaux
	6 millisecondes	988 petits carreaux
	7 millisecondes	1263 petits carreaux
	8 millisecondes	1493 petits carreaux
	9 millisecondes	1653 petits carreaux
	10 millisecondes	1703 petits carreaux
	11 millisecondes	1783 petits carreaux
	12 millisecondes	1835 petits carreaux
	13 millisecondes	1876 petits carreaux
	14 millisecondes	1890 petits carreaux .



Courbe des vitesses

La courbe obtenue, en forme de sinusoïde fait apparaître une variation continue de la vitesse de ralentissement, qui est accélérée légèrement au début puis qui s'accroit rapidement jusqu'à la fracture de l'os pour ralentir après sa rupture . Le freinage des tissus mous étant moindre et la vitesse déjà très réduite .

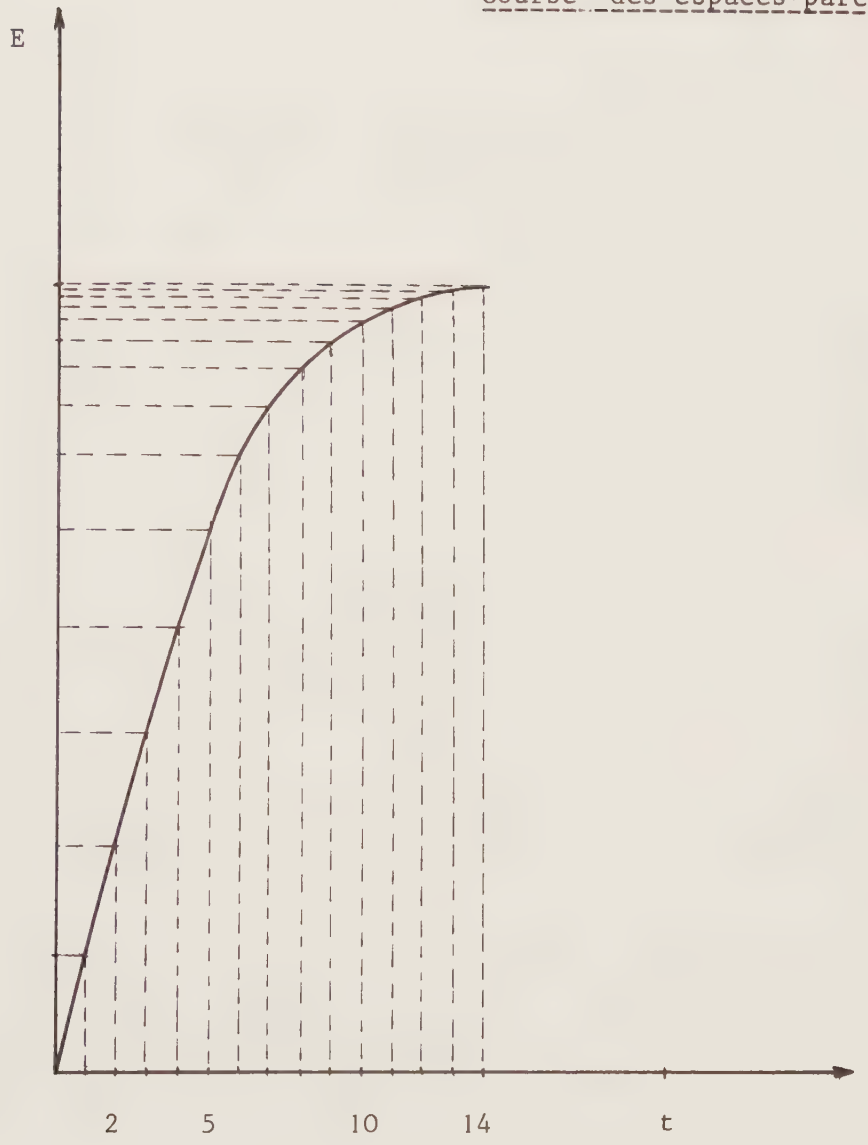
Nous pouvons par conséquent en conclure que les tissus mous au cours des trois premières millisecondes ne provoquent qu'un ralentissement faible, mais dès que l'os est soumis à l'action du mobile, la résistance s'accroît de façon très rapide et très brutale , presque verticalement, enfin lorsque l'os a cédé la courbe s'infléchit, le ralentissement diminue, mais il n'y a pas de nouvelle accélération car nous l'avons vu, l'énergie absorbée à plus de moitié et les tissus nous opposent à nouveau une certaine résistance à l'écrasement avec une faible décélération .

A partir de cette nouvelle courbe nous avons pensé déduire la variation des vitesses réelles - En effet, chaque petit carreau millimétré correspond à une vitesse de 0, 000981 mètre par seconde, soit à peu près 0, 1 centimètre/seconde .

La vitesse d'un poids de 4 kg chutant sous l'action de la pesanteur, est nous l'avons vu de 2 mètres à la seconde pour une hauteur de 0, 20 m.

Nous pouvons ainsi déterminer de milliseconde en milliseconde la vitesse restante par soustraction du ralentissement qui vient d'être objectivé dans les diagrammes précédents et obtenir ainsi la courbe de la vitesse réelle qui permettra par intégration d'obtenir la courbe des espaces parcourus .

Courbe des espaces parcourus



Nous avons ainsi les vitesses suivantes :

au bout de 2 millisec. 2 mètres-0, 043=1, 957 mètre/sec.
au bout de 3 millisec. 2 mètres-0, 157=1, 843 mètre/sec.
au bout de 4 millisec. 2 mètres-0, 351=1, 649 mètre/sec.
au bout de 5 millisec. 2 mètres-0, 641=1, 339 mètre/sec.
au bout de 6 millisec. 2 mètres-0, 988=1, 012 mètre/sec.
au bout de 7 millisec. 2 mètres-1, 163=0, 737 mètre/sec.
au bout de 8 millisec. 2 mètres-1, 493=0, 507 mètre/sec.
au bout de 9 millisec. 2 mètres-1, 653=0, 347 mètre/sec.
au bout de 10 millisec. 2 mètres-1, 783=0, 207 mètre/sec.
au bout de 11 millisec. 2 mètres-1, 835=0, 165 mètre/sec.
au bout de 12 millisec. 2 mètres-1, 870=0, 130 mètre/sec.
au bout de 13 millisec. 2 mètres-1, 890=0, 110 mètre/sec.
au bout de 14 millisec. 2 mètres-1, 920=0, 08 mètre/sec.

Ainsi à l'issue de cette nouvelle opération nous pouvons dire que dans la fracture des os propres du nez produite par un poids de 4 kg, tombant d'une hauteur de 20 centimètres, la vitesse du mobile est de 0, 20 mètre par seconde au bout de 10 millisecondes .

Nous pouvons alors par une dernière intégration graphique proportionnelle aux surfaces inclues dans cette dernière courbe obtenir le tracé de la variation de l'espace parcouru en fonction du temps .

Nous constatons alors que la face inférieure du chariot a affaissé la surface cutanée du nez de 25 millimètres au-dessous du niveau qu'elle occupait avant le choc, ce qui correspond à la dislocation des os propres avec un déplacement des cartilages et des tissus mous de deux centimètres et demi .

Au terme de cette deuxième expérience, nous pouvons dire que la fracture des os propres du nez, chez un homme de 65 ans environ, provoquée par le choc frontal d'une surface métallique lisse et unie d'un poids de 4 kg et tombant d'une hauteur de 0, 20 m a nécessité une énergie de 4, 6 joules augmentée de 1/3, l'expérience se déroulant sur un cadavre embaumé soit 6 joules ou 0, 75kg/m.

Le déplacement relatif des tissus mous et l'enfoncement des os propres qui en est résulté a été de 2 cm 1/2 .

L'examen anatomo-pathologique a confirmé la fracture de la lame perpendiculaire de l'ethmoïde , la dislocation de la cloison nasale, la luxation du cartilage et l'écrasement des tissus mous, ce qui aurait chez un sujet vivant nécessité un redressement chirurgical de la cloison .

Nous avons poursuivi nos essais de choc sur les différentes parties du visage, soit de face, soit de profil sur 18 têtes .

Voici les résultats les plus caractéristiques:

E X P E R I E N C E n° 4

- Poids 4 kg
- Hauteur 0, 10 m
- Décélération totale 25 g
- Force maximale = 98 Décanewtons
- Vitesse théorique = 1, 35 m/s
- Energie cinétique E =1/2 4x $(1,35)^2$ = 3, 50 joules
- Ralentissement réel : 5 x 0, 0981 = 0, 49 m/s
  1, 35 - 0, 49 = 0, 86 m/s
- Energie réelle de rupture : E=1/2 4x$(0, 86)^2$ =1, 46
  3, 50 - 1, 46 = 2 joules

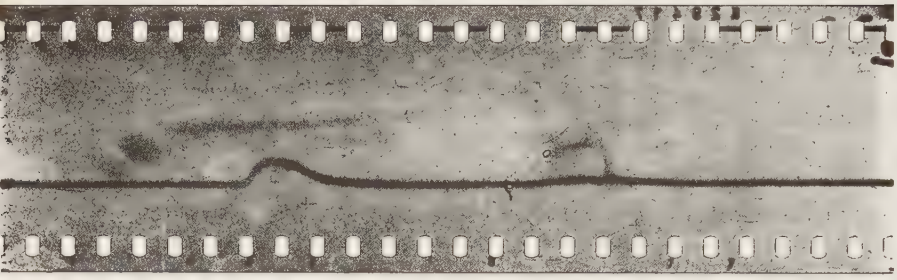
soit après correction 3 joules .

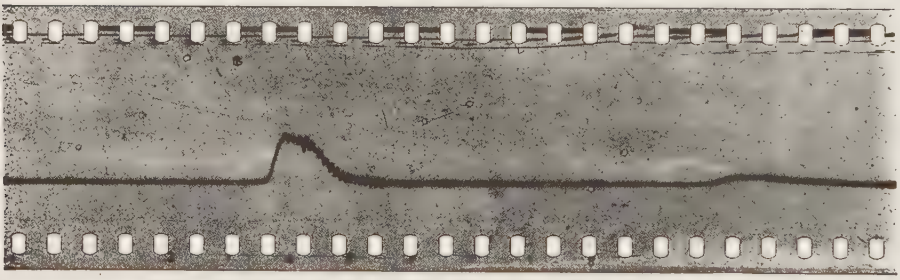
- Sujet partiellement denté .
- Choc de face sur la région incisive médiane avec boule .
- Pas de fracture dentaire .
- Fêlure de l'os alvéolaire et subluxation de D1-D2 en version linguale .

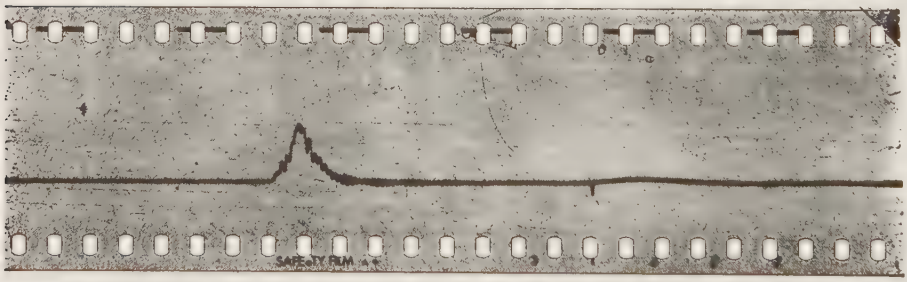
E X P E R I E N C E n° 5

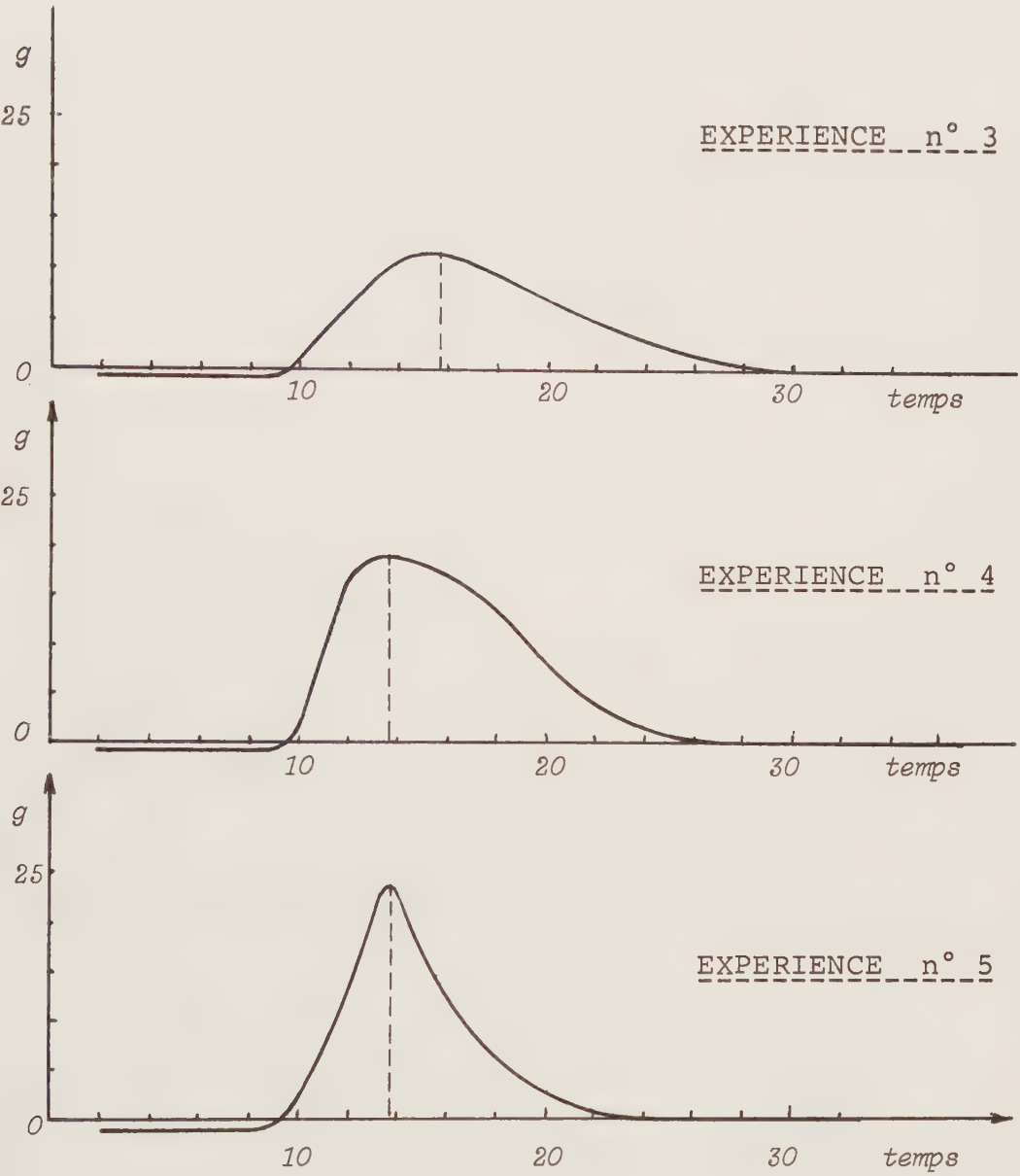
- Poids 4 kg
- Hauteur 0, 10 m
- Décélération normale 25 g
- Force maximale = 122 décanewtons
- Vitesse théorique = 1, 35 m/s
- Energie cinétique théorique : $E=1/2\ 4x\ (1,35)^2 = 3, 50$
- Ralentissement total : 5, 5 x 0, 0981 = 0, 53 m/s
  1, 35 - 0, 53 = 0, 82 m/s
- Energie réelle de rupture : $E= 1/2\ 4x(0,82)^2 = 1, 34$ joules
  3, 50 - 1, 34 = 2, 16 joules
  soit après correction 3 joules .

- Sujet partiellement denté .
- Choc sur la région incisive médiane de face avec la cylindre-boule .
- Fracture de la couronne de : D1 et luxation de G2 .






SAFE-TY FILM


g
25
0
EXPERIENCE n° 3
10
20
30
temps
g
25
0
EXPERIENCE n° 4
10
20
30
temps
g
25
0
EXPERIENCE n° 5
10
20
30
temps

E X P E R I E N C E n° 7

- Poids 4 kg.
- Hauteur 0, 50 m
- Décélération 25 g
- Force maximale = 140 décanewtons
- Vitesse théorique = 3 m/s
- Energie cinétique théorique: $E=1/2\ 4x(3)^2 = 18$ joules
- Ralentissement : 7x0, 0981 = 0, 68 m/s
  3 - 0, 68 = 2, 32 m/s
- Energie réelle de rupture : $E= 1/2\ 4x(2,32)^2= 10$ joules
  18 - 10 = 8 joules

Soit après correction : 11 joules .

- Sujet denté partiellement - tête orientée selon le plan de Camper .
- Choc sur la région incisive médiane, sans la boule avec la face inférieure du chariot .
- Fracture de l'os alvéolaire, fracture luxation des incisives et de la canine supérieure gauche.

E X P E R I E N C E n° 7

- Poids 4 kg
- Hauteur 1 m sans boule
- Décélération maximale 8, 5 = 40 g
- Force maximale = 157 décanewtons
- Vitesse théorique = 4, 20 m/s
- Energie cinétique théorique : E= 1/2 4x$(4,20)^2$= 34 joules
- Ralentissement : 8 x 0, 0981 # 0, 80 m/s
  4, 20 - 0, 80 = 3, 20 m/s
- Energie de rupture : E= 1/2 4x$(3,20)^2$ # 20
  34 - 20 = 14 joules .

Soit après correction = 19 joules

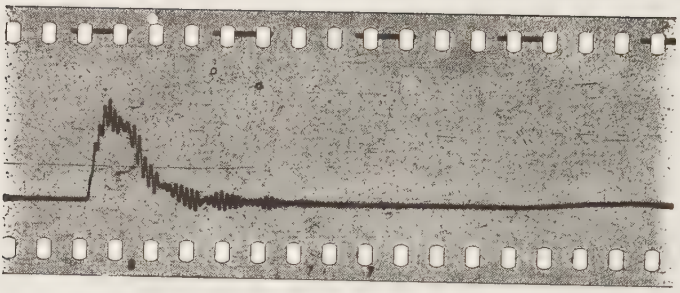
- Sujet partiellement denté .
- Choc de face, au niveau de l'épine nasale antérieure par la face inférieure du chariot, la tête étant orientée selon le plan de Francfort.
- Fracture alvéolaire simple sans déplacement.
- Luxation d'une incisive centrale .

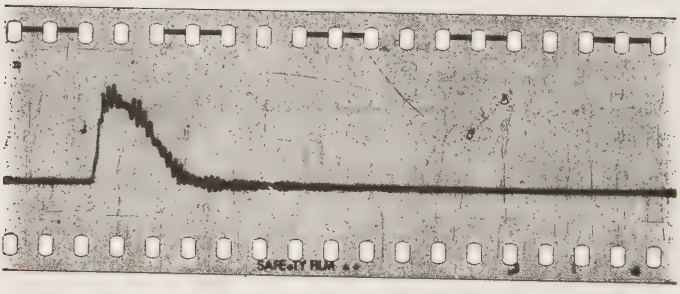
E X P E R I E N C E n° 8

- Poids 4 kg
- Hauteur 1, 50 m avec boule
- Décélération maximale : 55 g
- Force maximale = 215 décanewtons
- Vitesse théorique = 5, 50 m/s
- Energie cinétique théorique : $E = 1/2\ 4x(5,50)^2 = 60$ joules
- Ralentissement : 20 x 0, 0981 = 1, 96 m/s
  5, 50 - 1, 96 = 3, 54 m/s
- Energie réelle de rupture : $E = 1/2\ 4x(3,54)^2 = 24$
  60 - 24 = 36 joules

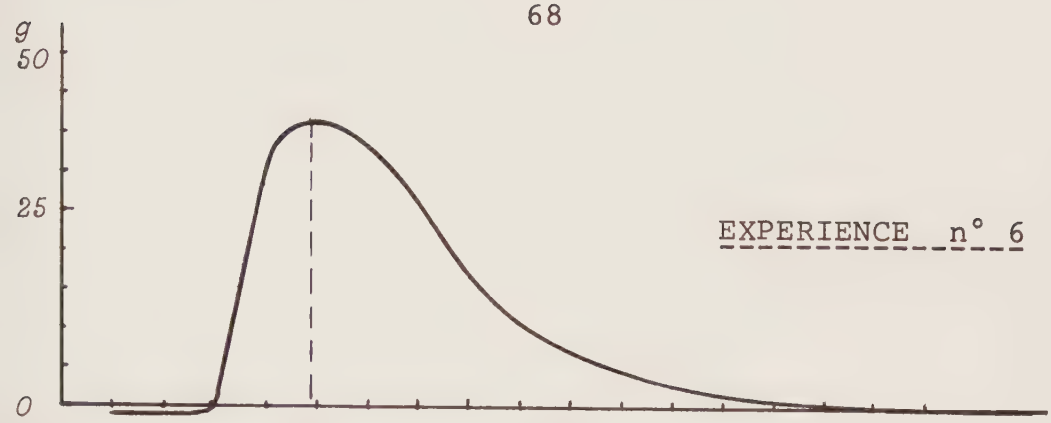
Soit après correction 48 joules .

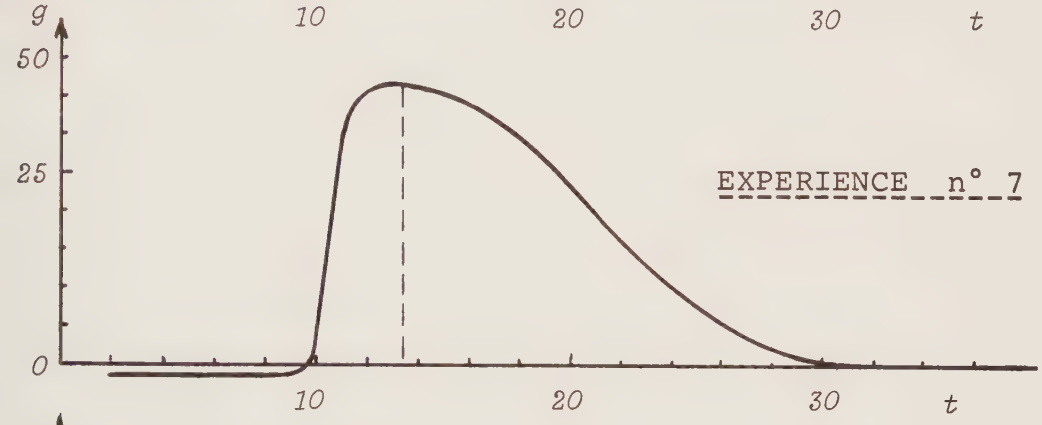
- Choc de profil sur l'arcade zygomatique, avec le cylindre-boule .
- Fracture du zygoma avec angulation à convexité interne légère .

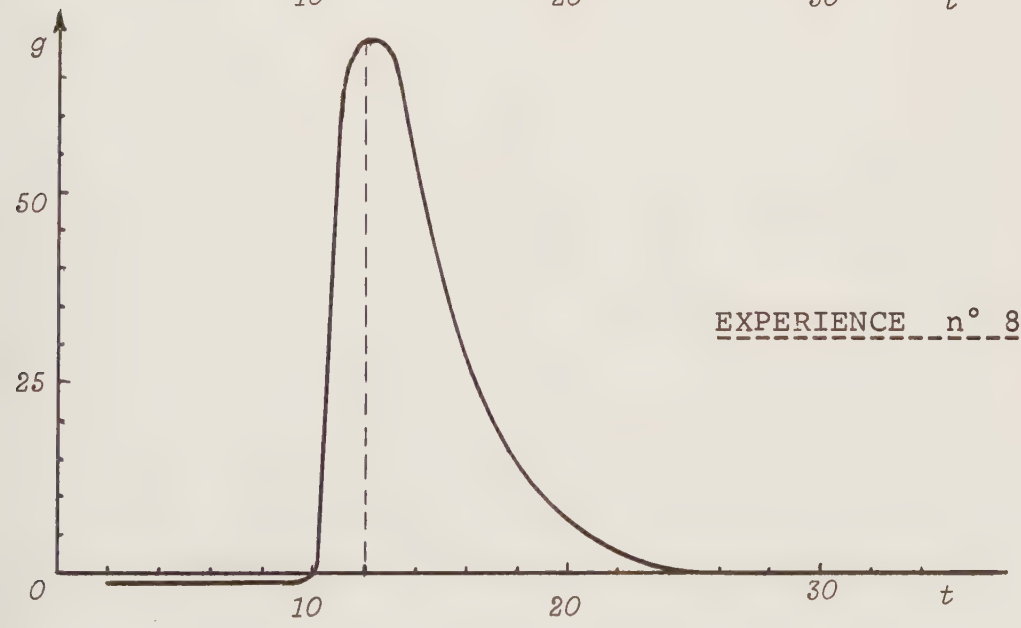



SAFETY FILM

KODAK
SAFETY FILM


g
50
25
0
10
20
30
t
EXPERIENCE n° 6


g
50
25
0
10
20
30
t
EXPERIENCE n° 7


g
50
25
0
10
20
30
t
EXPERIENCE n° 8

E X P E R I E N C E n° 9

- Poids 4 kg
- Hauteur 1, 50 m
- Décélération maximale = 67 g
- Force maximale = 264 décanewtons
- Vitesse théorique = 5, 50 m/s
- Energie cinétique théorique : $E=1/2\ x(5,50)^2 = 60$ joules
- Ralentissement : 1, 60 x 0, 0981 = 1, 56
  5, 50 - 1, 50 = 4 m/s
- Energie réelle de rupture : $E= 1/2\ 4x(4)^2 = 32$
  60 - 32 = 28 joules

Soit après correction 37 joules .

- Choc de face, sur la région nasale, la tête étant orientée selon le plan de Francfort .
- Ecrasement des os propres. Fracture ethmoïdale et des parois du sinus maxillaire droit .
- Fracture de Le Fort, typique sans déplacement.

E X P E R I E N C E n° 10

- Poids 4 kg
- Hauteur 1, 50 m
- Décélération normale : 65 g
- Force maximale = 314 décanewtons
- Vitesse théorique = 5, 50 m/s
- Energie cinétique théorique : $E=1/2\ 4x(5,50)^2 = 60$ joules
- Ralentissement : 9 x 0, 0981 = 0, 88
  5, 50 - 0, 88 = 4, 62
- Energie réelle de rupture : $E=1/2\ 4x(4,62)^2 = 21x2 = 42$
  60 - 42 = 18 joules .
- Pas de fracture

Soit après correction : 24 joules .

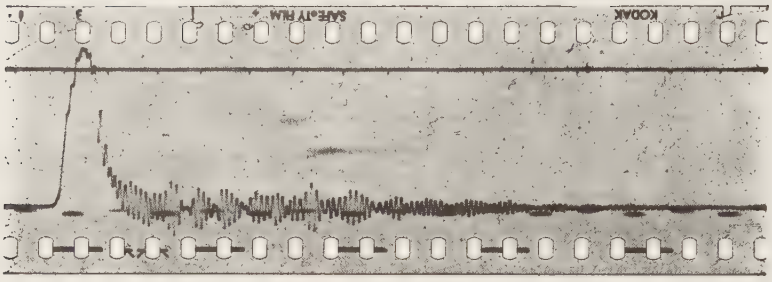
- Choc de profil sur l'arcade zygomatique sans boule .
- Pas de fracture .
- Mâchure des tissus mous superficiels , la peau ayant éclaté au niveau du point d'impact.

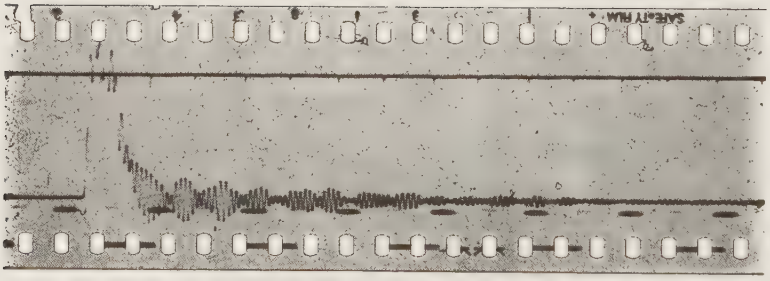
E X P E R I E N C E n° 11

- Poids 4 kg
- Hauteur 1, 50 m
- Décélération normale : 10 x 5 g = 50 g
- Force maximale : 196 décanewtons
- Energie cinétique théorique : $E=1/2\ 4x(5,50)^2=60$ joules
- Vitesse théorique : 5, 50 m/s
- Ralentissement : 16 x 0, 0981 = 1, 56 m/s
  5, 50 - 1, 50 = 3, 94
- Energie réelle de rupture : $E=1/2\ 4x(3,94)^2 = 15,52x2=31$
  60 - 31 = 29 joules

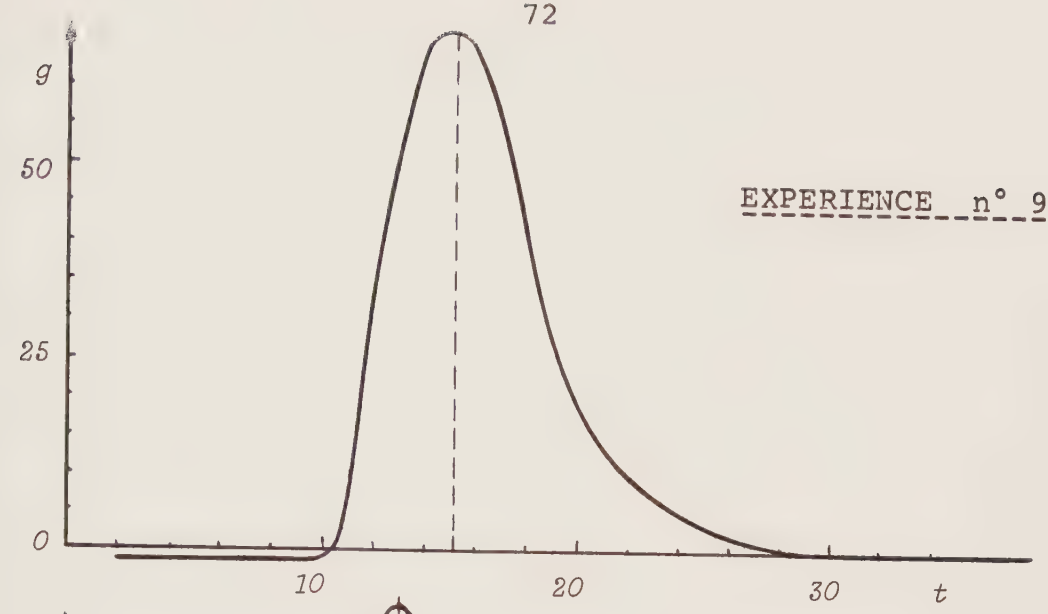
sensibilité (2)
Soit après correction : 39 joules .

- Choc de profil avec le cylindre-boule sur la région malaire gauche .
- Enfoncement du malaire, fractures disjonctions maxillo-malaire, orbito-malaire et temporo-malaire .
- Fracture du maxillaire supérieur gauche au niveau de la face antérieure de l'apophyse pyramidale.

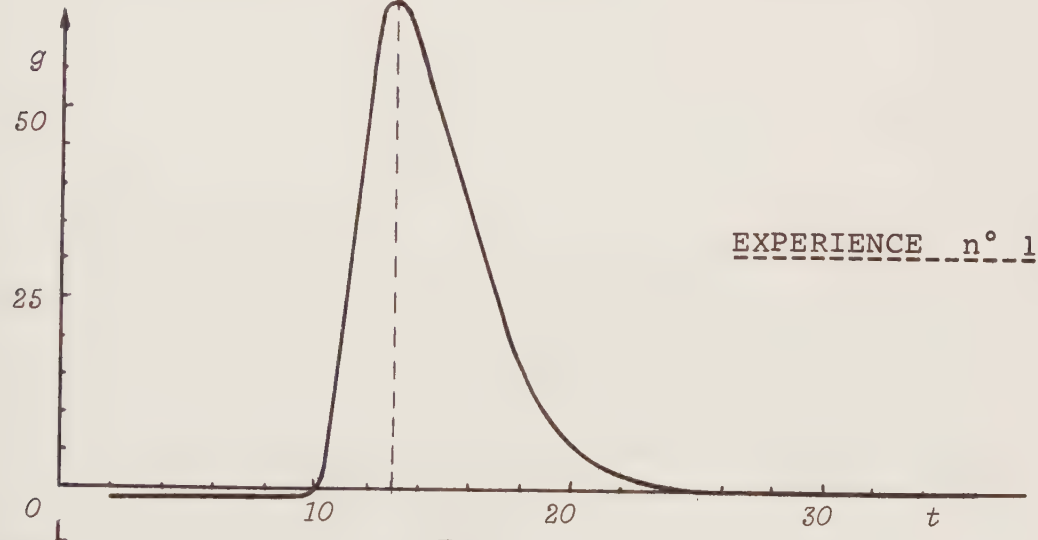

KODAK
SAFETY FILM


SAFETY FILM

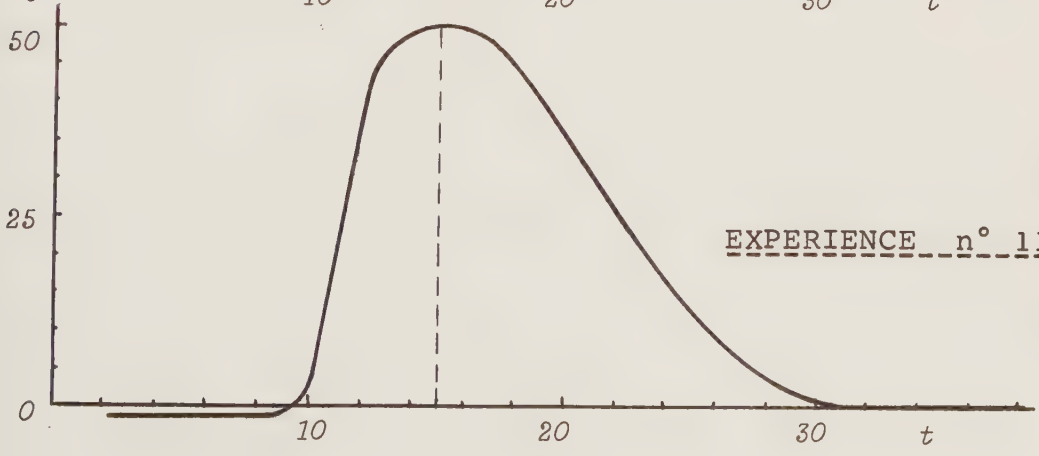
KODAK
SAFETY FILM



EXPERIENCE n° 9



EXPERIENCE n° 10



EXPERIENCE n° 11

E X P E R I E N C E n° 12

- Poids 4 kg
- Hauteur 1, 50 m
- Décélération maximale : 12, 5 x 5 = 62, 5 g
- Force maximale = 245 décanewtons
- Energie cinétique théorique : $E=1/2\ 4x(5,50)^2 = 60$ joules
- Ralentissement : 18 x 0, 0981 = 1, 76 m/s
  5, 50 - 1, 76 = 3, 74 m/s
- Energie réelle de rupture : $1/2 - 4 \times (3,74)^2 = 30$ joules
  60 - 30 = 30 joules

Soit après correction : 40 joules .

- Sujet partiellement denté .
- Choc de face avec le cylindre-boule sur la mandibule au milieu de la symphyse mentonnière .
- Fracture du condyle droit, et luxation des incisives inférieures gauches .

E X P E R I E N C E n° 13

- Poids 4 kg
- Hauteur 0, 50 m avec boule
- Décélération normale : 0, 30 g
- Force maximale = 118 décanewtons
- Vitesse théorique : 3 m/s
- Energie cinétique théorique : E=1/2 4 (3) = 18 joules
- Ralentissement : 14 x 0, 0981 = 1, 37
  3 - 1, 37 = 1, 63 m/s
- Energie de rupture : $1/2\ 4x\ (1, 88)^2 \neq 43$
  E = 18 - 4 = 14 joules .

Soit après correction : 19 joules .

- Sujet denté très robuste .
- Choc de face sur la mandibule, la tête étant orientée à la verticale selon le plan de Camper .
- Pas de fracture -simple mâchure de la région mentonnière symphysaire qui a absorbée la faible énergie traumatique .

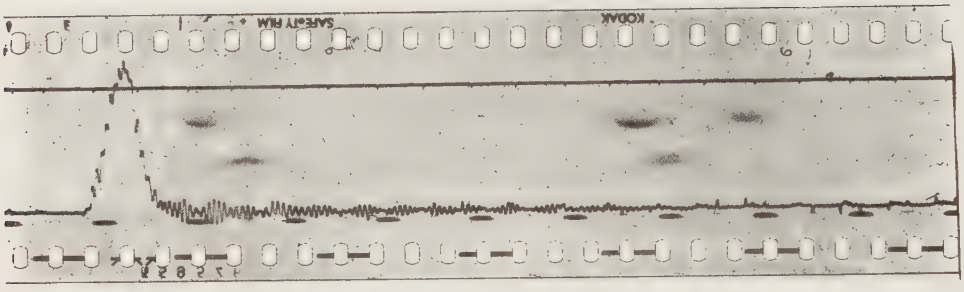
E X P E R I E N C E n° 14

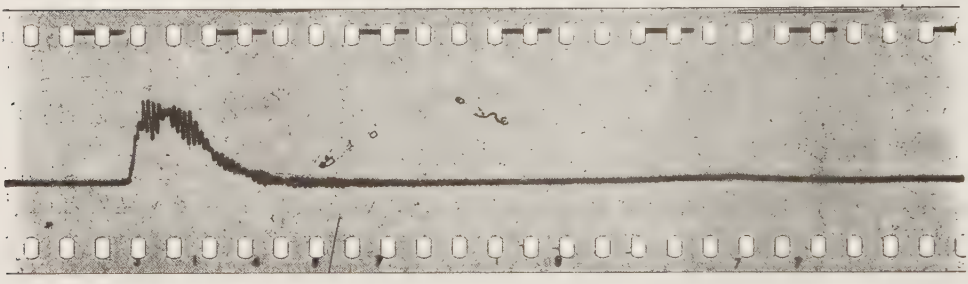
- Poids 4 kg
- Hauteur 1, 50 m
- Décélération maximale : 135 x 5 = 67, 5 g
- Force maximale : 264 décanewtons .
- Vitesse théorique : 5, 50 m/s
- Energie cinétique théorique : $E=1/2\ mV^2 x(5,50)^2 \# 60$ joules
- Ralentissement : 14, 5 x 0, 0981 = 1, 37
  5, 50 - 1, 37 = 4, 13 m/s
- Energie réelle de rupture : $E\ 1/2\ 4x(4,13)^2 \# 34$
  60 - 34 = 26 joules

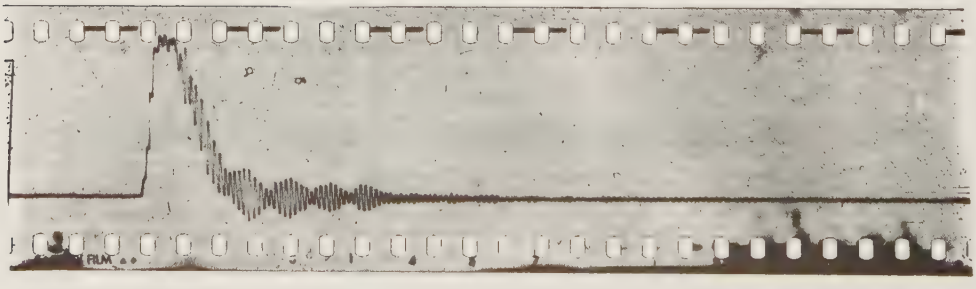
Soit après correction : 35 joules

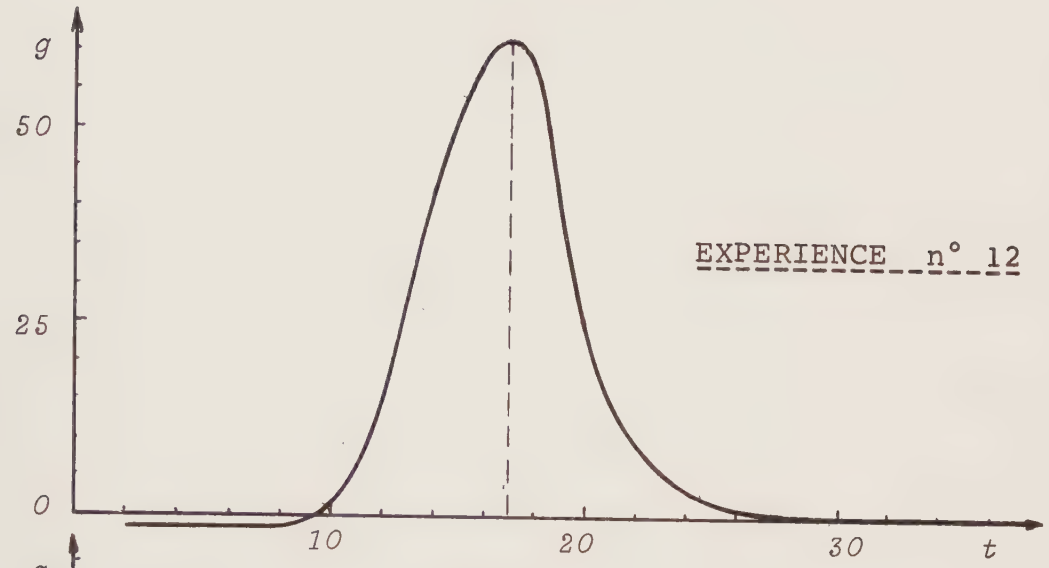
sans la boule avec la face inférieure du chariot -

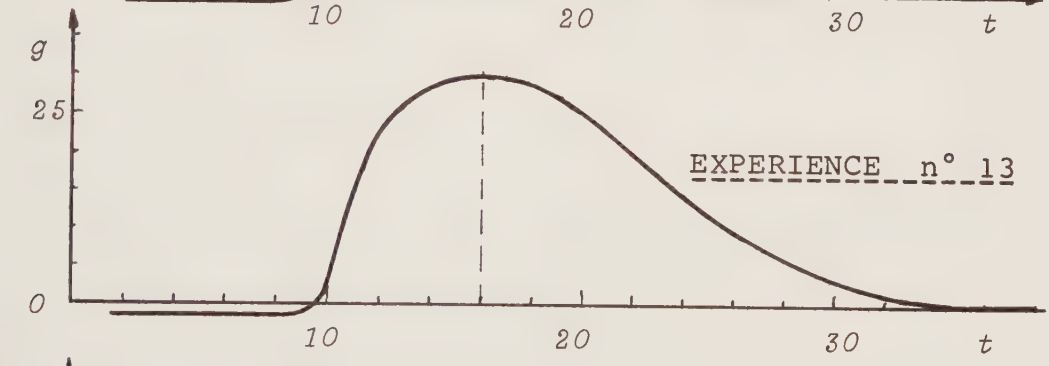
- Sujet édenté .
- Mandibule de face, région symphysaire
- Fracture parasymphysaire et condylienne .

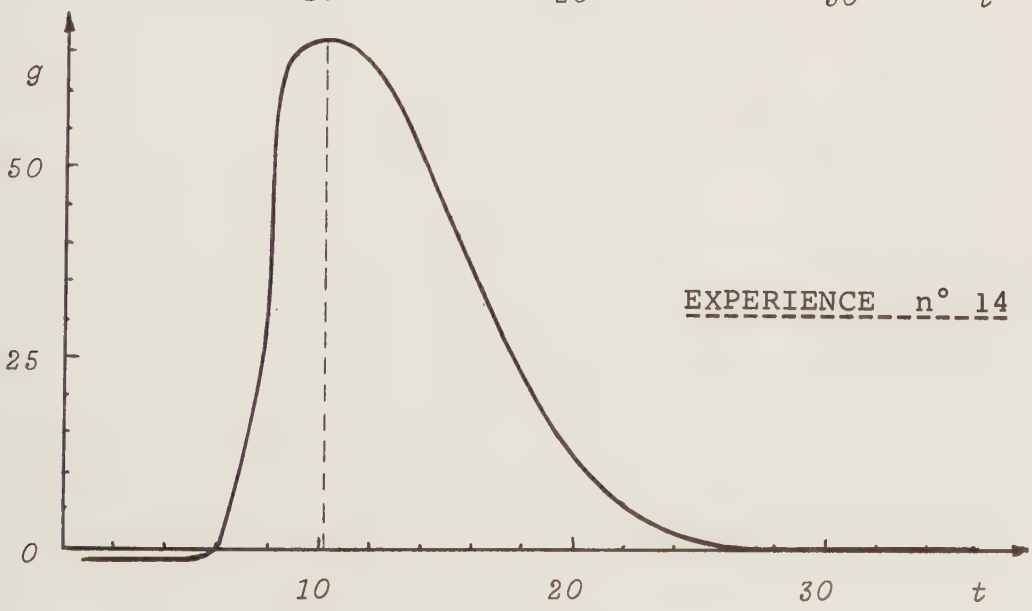

SAFETY FILM
KODAK






g
50
25
0
10
20
30
t
EXPERIENCE n° 12


g
25
0
10
20
30
t
EXPERIENCE n° 13


g
50
25
0
10
20
30
t
EXPERIENCE n° 14

E X P E R I E N C E n° 15

- Poids 4 kg — Boule + matelassage par plaque de polyéthylène de 4 cm d'épaisseur .
- Hauteur 1, 50 m
- Décélération normale 43 g
- Force maximale : 168 décanewtons.
- Vitesse théorique : 5, 50 m/s
- Energie cinétique théorique : $E=1/2\ 4x(5,50)^2 \neq 60$ joules
- Ralentissement : 1, 35 x 0, 0981 = 1, 32 m/s
  5, 50 - 1, 32 = 4, 18 m/s
- Energie de rupture : $E=1/2\ 4x(4,18)^2 \neq 35$
  60 - 35 = 25 joules

Soit après correction : 33 joules

- Sujet édenté .
- Choc de face sur la région symphysaire de la mandibule. La tête est orientée à la verticale par le plan de Camper
- Fracture condylienne gauche.

Dans des conditions presque identiques au cas précédent, avec une énergie de rupture égale, il n'y a pas eu de fracture. Le polyuréthane a absorbé une partie de l'énergie et évité la fracture .

E X P E R I E N C E n° 16

- Poids 4 kg
- Hauteur 1 m avec boule
- Décélération maximale : 70 g
- Force maximale : 275 décanewtons
- Vitesse théorique : 5, 50 m/s
- Energie cinétique théorique : $E=1/2\ 4x(5,5)^2 \neq 60$ joules.
- Ralentissement : 6 x 0, 0981 = 0, 58
  5, 50 - 0, 58 = 4, 92 m/s
- Energie de rupture : $E=1/2\ 4x(4,92)^2 \neq 48$ joules .
  60 - 48 = 12 joules .

Soit après correction : 16 joules .

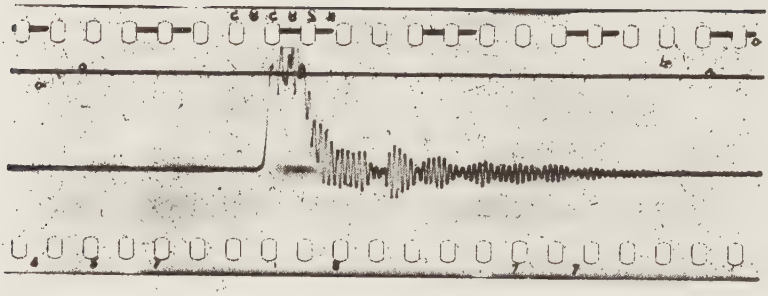
- Choc de profil, sur l'arcade zygomatique avec le cylindre-boule .
- Pas de fracture;légère mâchure avec éclatement du plan cutané superficiel .

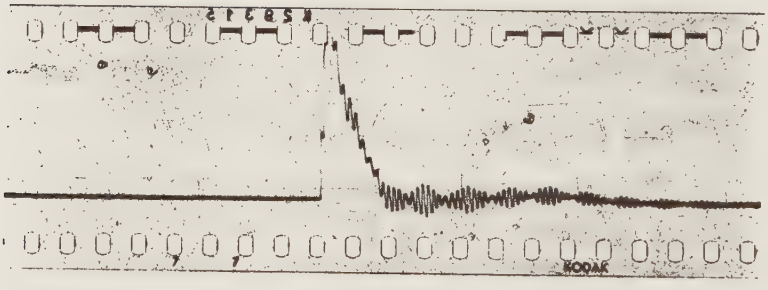
E X P E R I E N C E n° 17

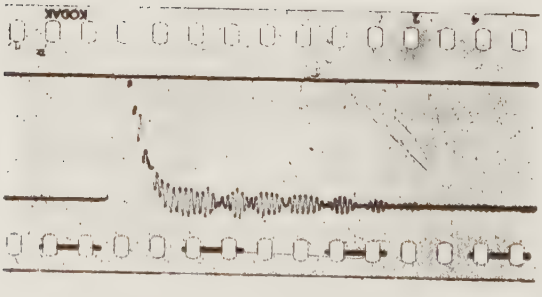
- Poids 4 kg
- Hauteur 1 m
- Décélération maximale : 65 g
- Force maximale : 256 décanewtons
- Energie cinétique théorique : $E=1/2\ 4x(4,20)^2 = 34$ joules
- Ralentissement : 7 x 0, 0981 = 0, 68
  4, 20 - 0, 68 = 3, 52
- Energie réelle de rupture : $E = 1/2\ 4x(3,62)^2 = 12, 50$
  34 - 12, 50 = 22, 5 joules

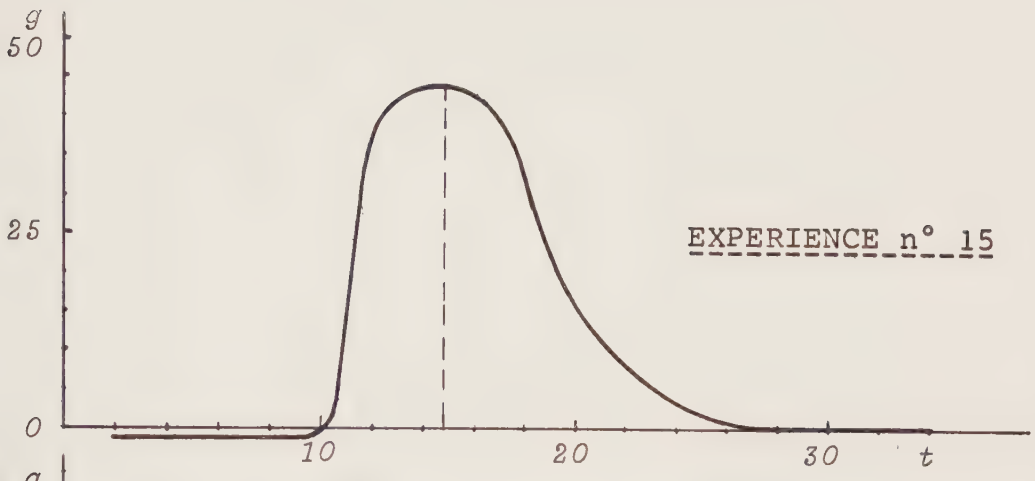
Soit après correction : 30 joules .

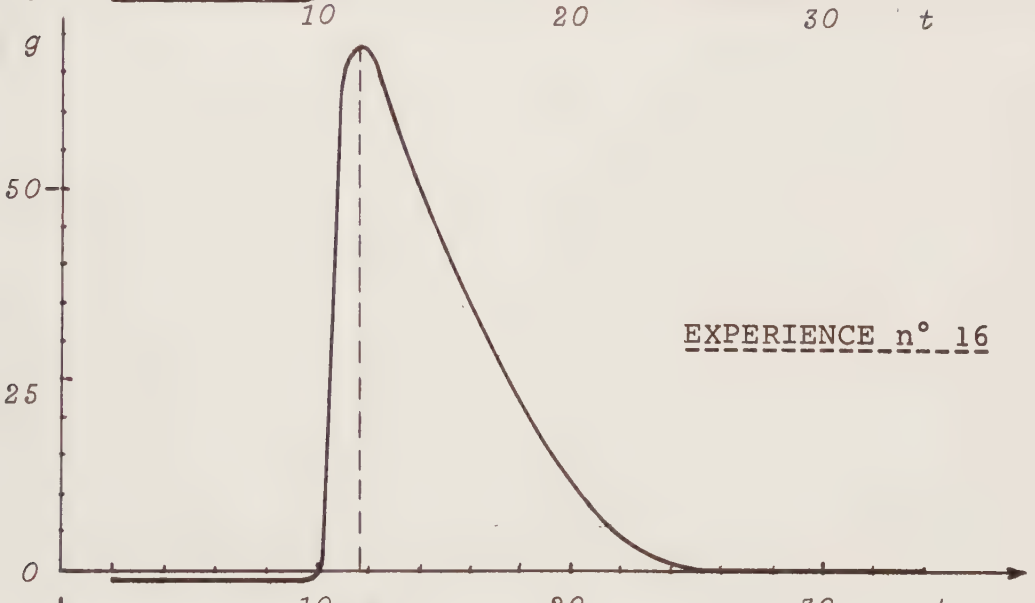
- Choc de profil, perpendiculairement au plan sagittal médian au milieu de l'arcade zygomatique .
- Félure simple, sans déplacement, avec subluxation temporo-malaire .

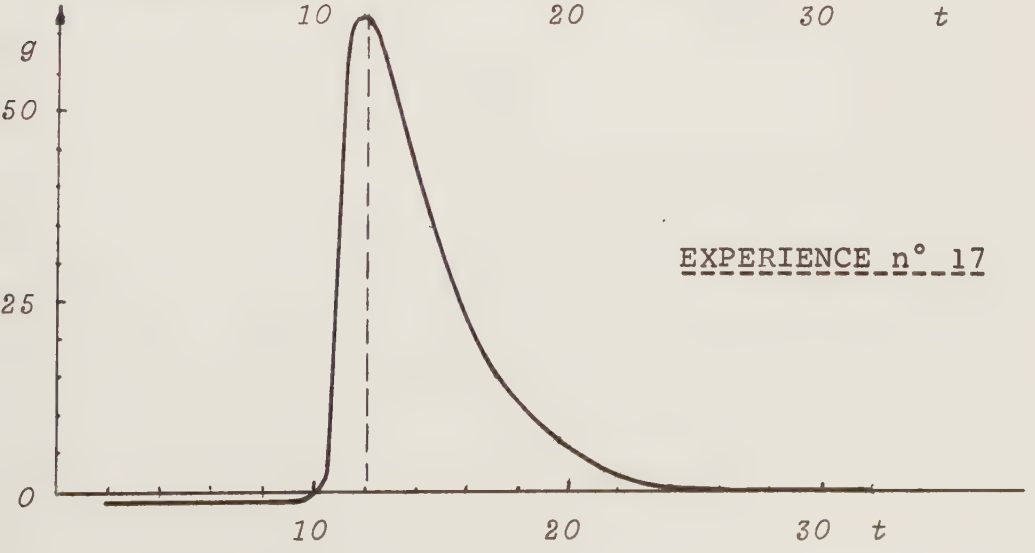







g
50
25
0
10
20
30
t
EXPERIENCE n° 15


g
50
25
0
10
20
30
t
EXPERIENCE n° 16


g
50
25
0
10
20
30
t
EXPERIENCE n° 17

E X P E R I E N C E n° 18

- Poids 4 kg
- Hauteur 1 m
- Décélération maximale : 9 x 5 = 45 g
- Force maximale = 177 décanewtons
- Vitesse théorique : 4, 20 m/s
- Energie cinétique théorique : $E = 1/2\ 4x(4,20)^2 = 34$ joules
- Ralentissement : 12 x 0, 0981 = 1, 17
  4, 20 - 1, 17 = 3, 03 m/s
- Energie réelle de rupture : $E = 1/2\ 4x(3,03)^2 = 18,5$ joules
  34 - 18 = 16 joules

Soit après correction : 20 joules .

- Sujet édenté - tête orientée de façon à ce que la verticale passe par le plan de Camper .
- Choc de face sur le maxillaire supérieur au niveau de l'épine nasale antérieure avec la boule.
- Fracture-disjonction des os propres du nez, de la lame perpendiculaire de l'ethmoïde, des cornets supérieurs. Disjonction intermaxillaire.

E X P E R I E N C E n° 19

- Poids 4 kg
- Hauteur 1, 50 m
- Décélération minimale : 65 g
- Force maximale : 256 décanewtons
- Energie cinétique théorique : $E=1/2\ 4(5,50)^2 \neq 60$ joules
- Ralentissement : 24 x 0, 0981 = 2, 35 m/s
- Energie réelle de rupture : $E=1,2\ 4x(3,15)^2 \neq 20$ joules
- Energie réelle : 60 - 20 = 40 joules

Soit après correction : 53 joules .

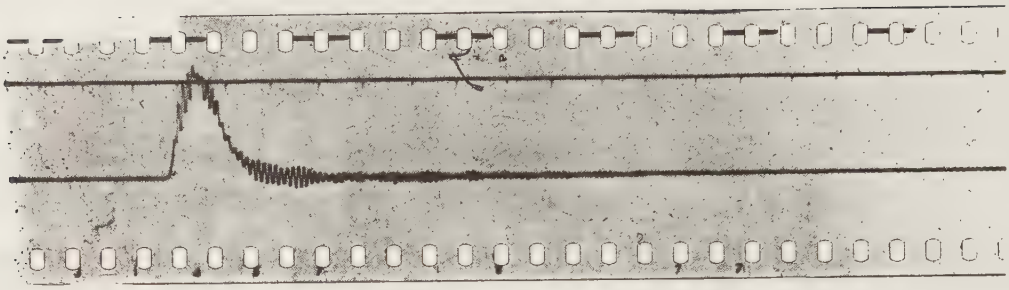
- Tête orientée de façon à ce que la verticale passe par le plan de Camper .
- Choc de la face inférieure du chariot , frontalement sur la région naso-ethmoïdo-faciale . Enfoncement des régions moyennes, éclatement des parois du sinus maxillaire gauche .
- disjonction crânio-faciale basse (Le Fort II) .

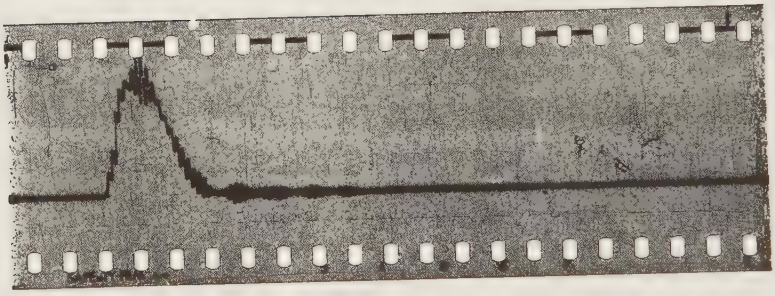
E X P E R I E N C E n° 20

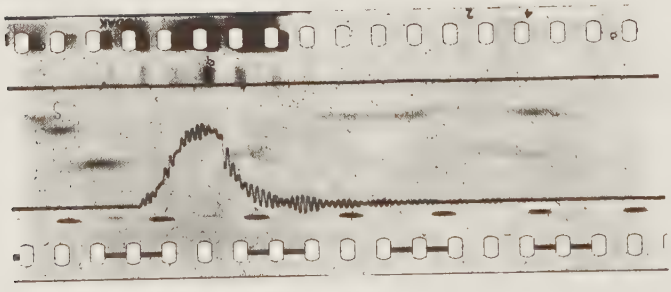
- Poids 4 kg
- Hauteur 1, 50 m
- Force maximale : 256 décanewtons
- Décélération maximale : 65 j
- Ralentissement : 20 x 0, 0981 = 1, 97
- Vitesse : 5, 50 - 1, 97 = 2, 53
- Energie cinétique théorique : $E = 1/2\ 4x\ (5,50)^2 = 60$ joules
- Energie réelle : $E = 1/2\ 4x(2,53)^2 = 12$ joules
- Energie réelle : 60 - 12 = 48 joules

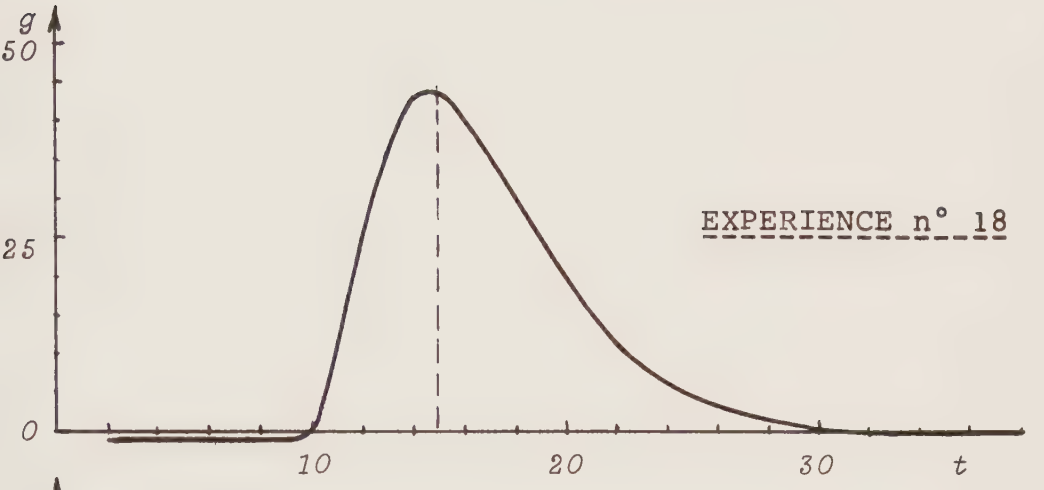
Soit après correction : 64 joules .

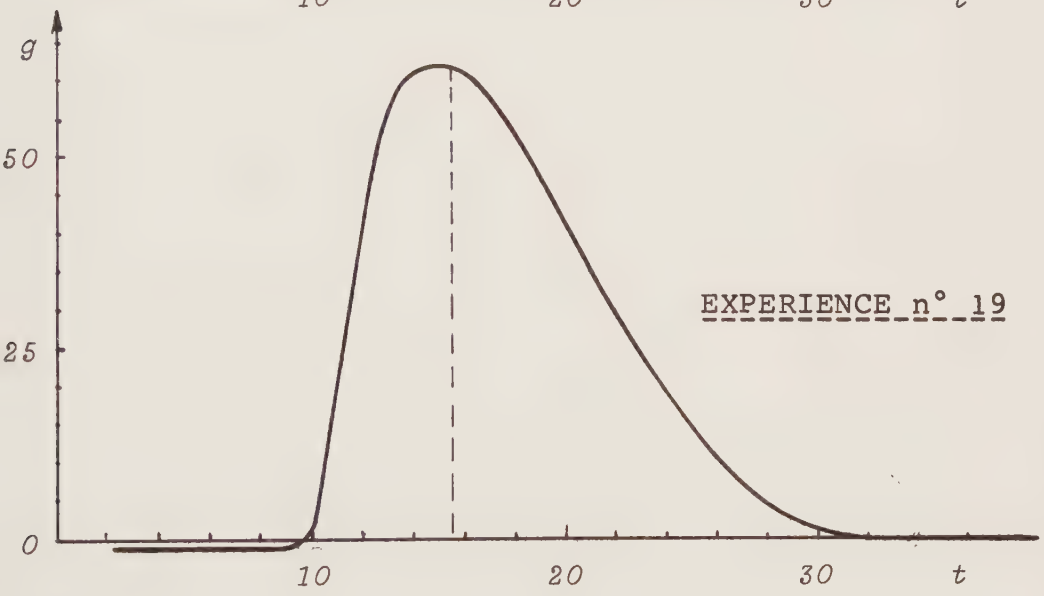
- Choc de profil sur l'arcade zygomatique avec la face inférieure du chariot et la protection d'un capitonnage de polyuréthane de 4 cm d'épaisseur .
- Simple fêlure du malaire sans déplacement .

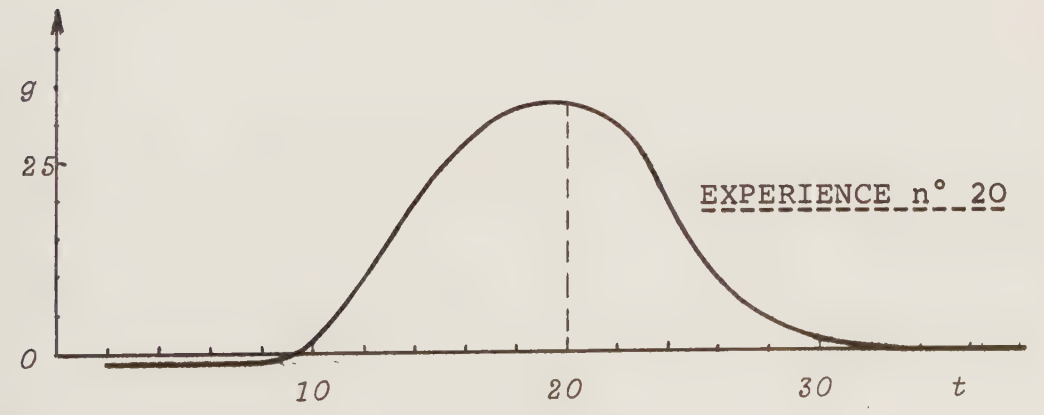







g
50
25
0
10
20
30
t
EXPERIENCE n° 18


g
50
25
0
10
20
30
t
EXPERIENCE n° 19


g
25
0
10
20
30
t
EXPERIENCE n° 20

E X P E R I E N C E n° 21

- Poids 4 kg
- Hauteur de chute 1, 50 m
- Décélération totale 60 g
- Force maximale : 235 décanewtons
- Vitesse de chute théorique au moment du choc :5, 50m/s
- Ralentissement réel : 13 x 0, 0981 = 1, 27 m/s
- Energie cinétique théorique : $E=1/2\ 4x(5,50)^2 = 60$ joules
  $5, 50 - 1, 27 = 3,23$ m/s
- Energie : $1/2\ 4x(3,23)^2 = 20$
- Energie réelle : 60 - 20 = 40 joules .

Soit après correction : 53 joules .

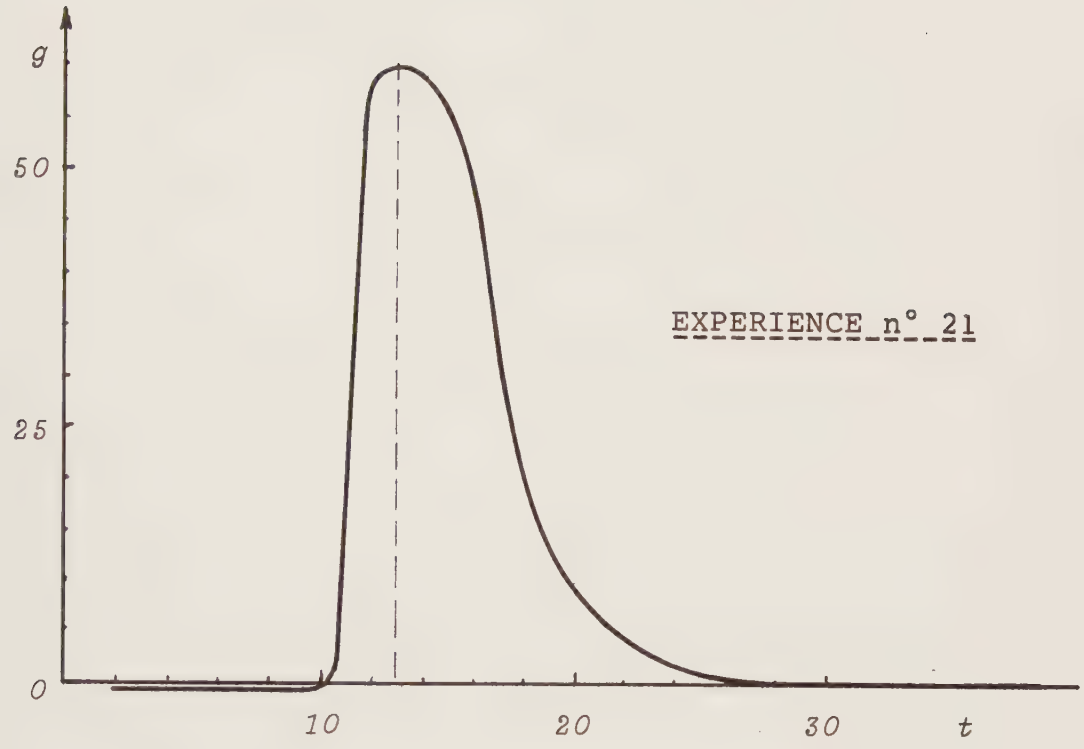
- Choc de profil abec la boule, sur la région mandibulaire au niveau de l'angle .
- Fracture angulaire du côté du choc, et sous-condylienne du côté opposé .

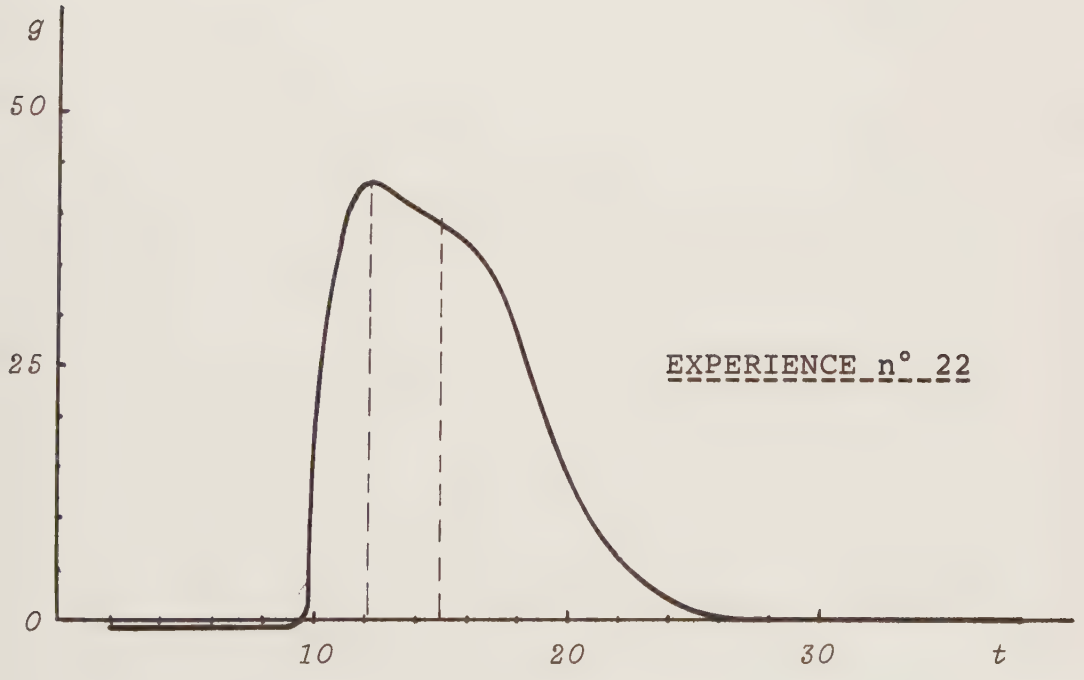
E X P E R I E N C E n° 22

- Poids 6 kg
- Hauteur 1, 50 m
- Décélération maximale : 8 x 5 = 40 joules
- Force maximale = 236 décanewtons
- Vitesse théorique totale : 5, 50 :m/s
- Energie cinétique théorique : $E=1/2\ 6 \times (5,50)^2 = 90$ j
- Ralentissement I : 8 x 0, 0981 = 0, 78
- Ralentissement 2 :20 x 0, 0981 = 1, 96
- Vitesse réelle 1 : 5, 50 - 0, 78 = 4, 72
  2 : 5, 50 - 1, 96 = 3, 54
- Energie 1 : $1/2\ 6 \times (4, 72)^2 = 67$
  2 : $1/2\ 6 \times (3, 54)^2 = 37$
- Energie utilisée 1 -90-67= 23 joules-après cor. 30 joules
  2 -90-37= 53 joules-après cor. 70 joules

Sujet de face orienté selon le plan de Camper Essai de choc sur le massif facial supérieur avec la face inférieure du chariot . Le traumatisme a déterminé la fracture avec enfoncement des os propres du nez, des deux maxillaires supérieurs avec disjonction crânio-faciale complète et broiement du massif facial supérieur. L'énergie I correspond vraisemblablement à la rupture de la partie médiane du massif facial . L'énergie 2 à la rupture maxillo-ethmoïdo-sphénoïdo-frontale-Disjonction des os malaires-Enfoncement complet du massif facial moyen dans la boîte crânienne .

KODAK
SAFETY FILM


g
50
25
0
10
20
30
t
EXPERIENCE n° 21

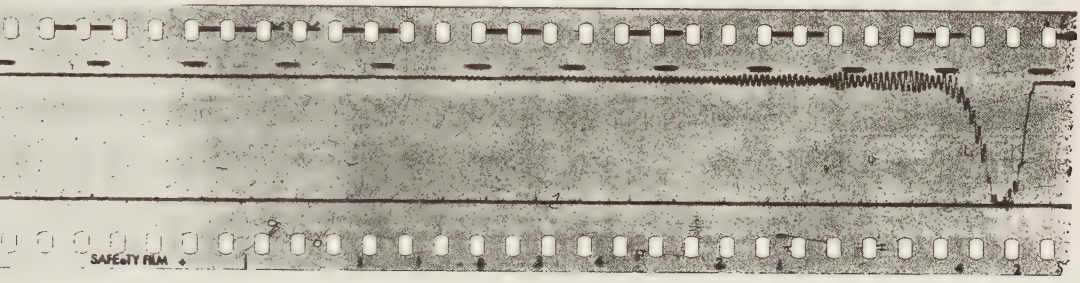

g
50
25
0
10
20
30
t
EXPERIENCE n° 22

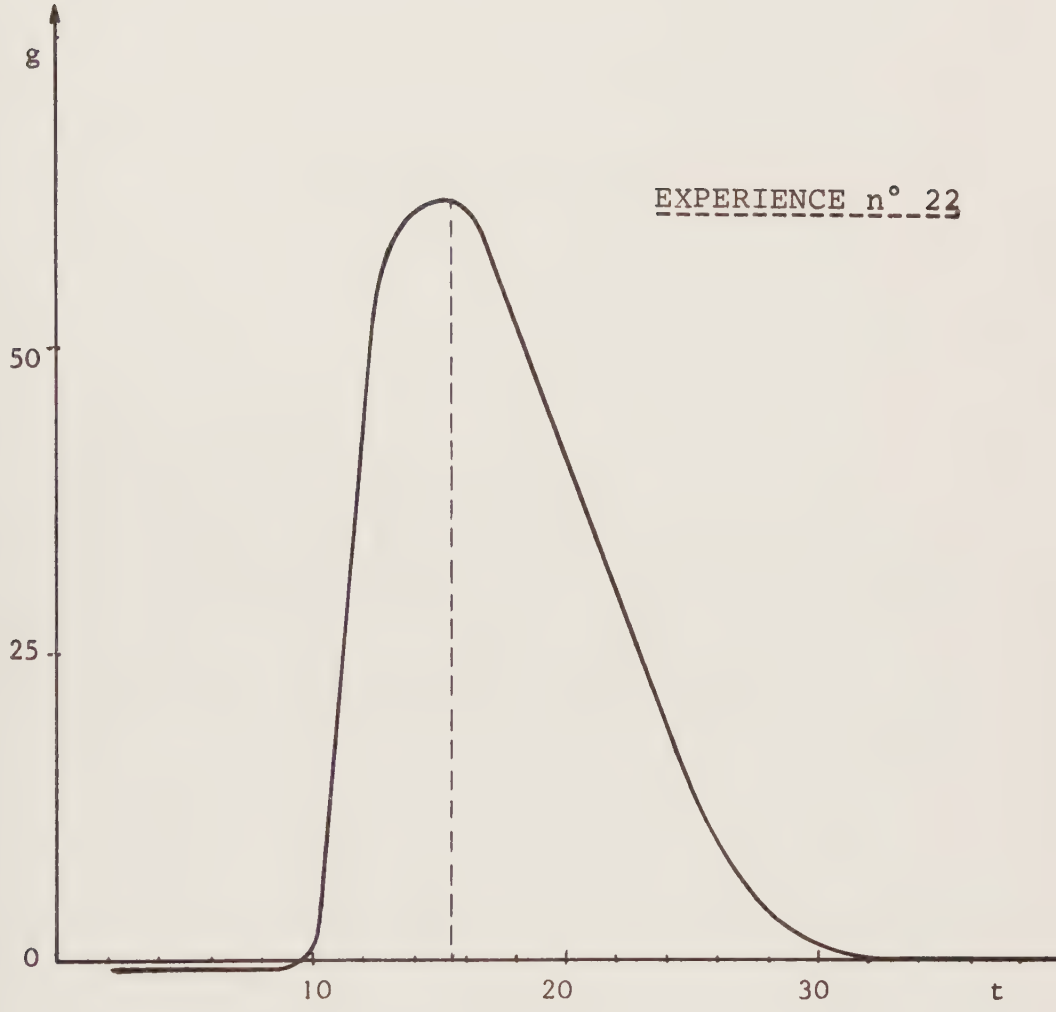
E X P E R I E N C E n° 23

- Poids 6 kg
- Hauteur 1, 50 m
- Décélération maximale 14 x 5 = 70 g
- Force maximale : 410 décanewtons
- Vitesse théorique totale : 5, 50 m/s
- Etude cinétique théorique : $E = 1/2\ 6 \times (5,50)^2 = 90$
- Ralentissement 1 = 3 x 0, 0981 = 0, 28 m/s
- Ralentissement 2 = 18x 0, 0981 = 1, 76 m/s
- Vitesse réelle : 5, 50 - 0, 28 = 5, 22
  5, 50 - 1, 76 = 3, 74
- Energie 1 $E=1/2\ 6x(5,22)^2$ = 80- 1 après cor. = 13 joules
  2 $E=1/2\ 6x(3,74)^2$ = 42- 2 après cor. = 65 joules
- Energie utilisée à la rupture : E1 = 90-80 = 10 joules
  E2 = 90-42 = 48 joules

Sujet denté - orienté selon le plan de Camper à la verticale
Essai de choc sur la région incisive médiane au niveau des apex des incisives aves le cylindre boule.

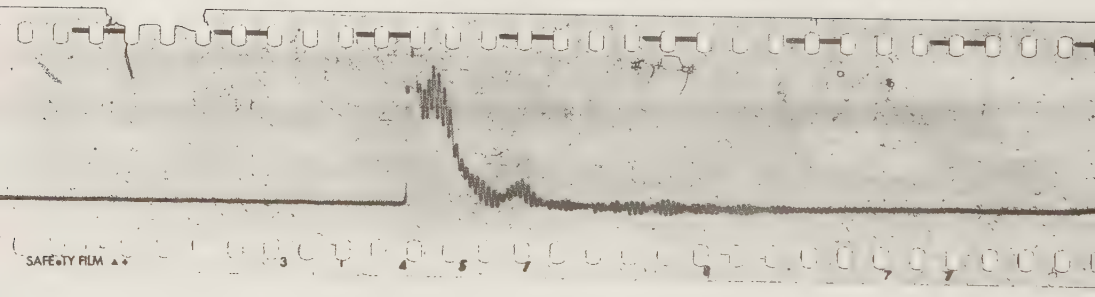
. fracture des incisives
. fracture symphysaire médiane et condylienne gauche
. fracture parasymphysaire moyenne gauche(partie édentée

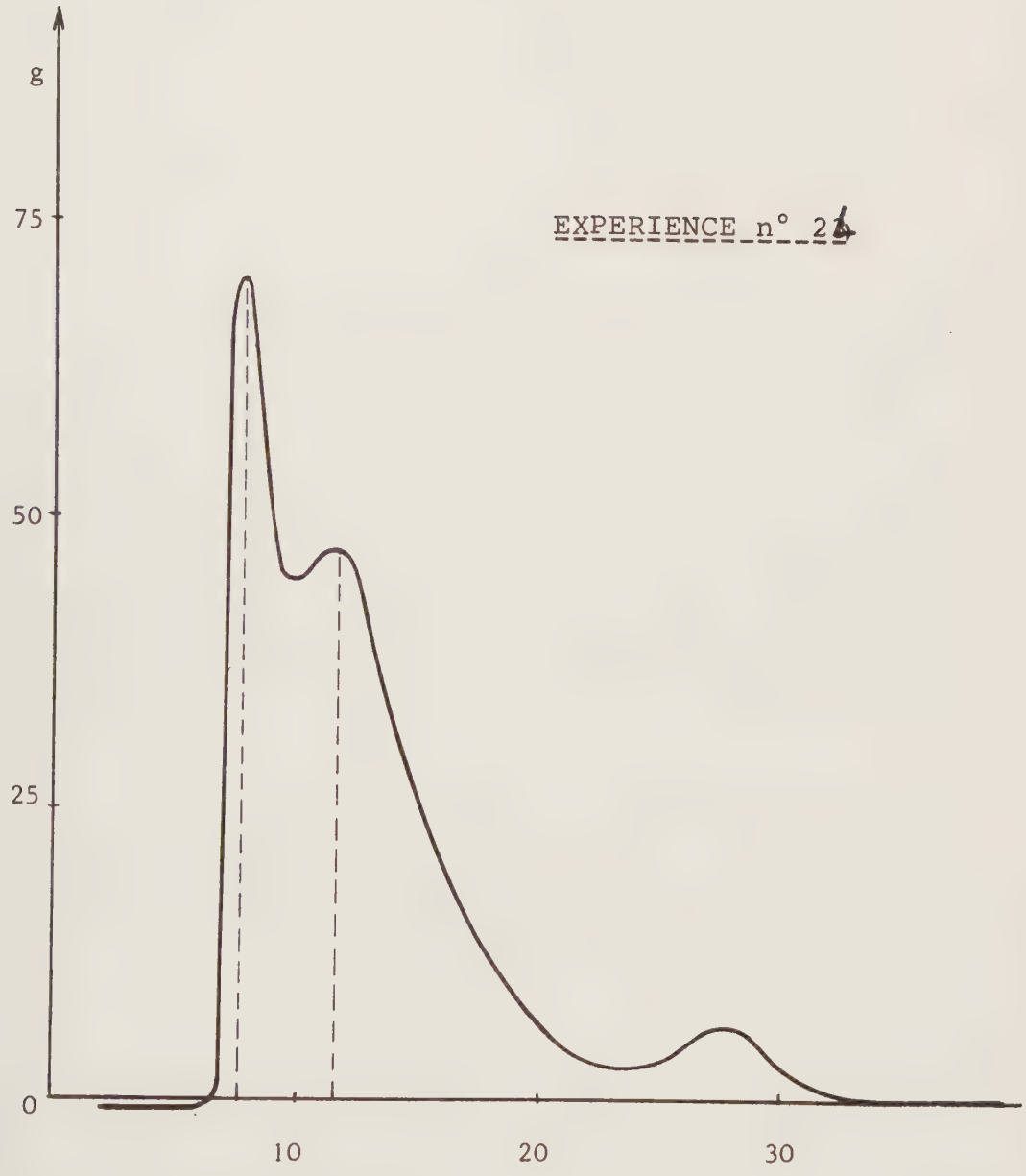

SAFETY FILM


g
EXPERIENCE n° 22
50
25
0
10
20
30
t

EXPERIENCE n° 24

- Poids 6 kg
- Hauteur 1, 50 m
- Décélération maximale de 50 g
- Force maximale= 180 décanewtons
- Vitesse théorique de chute 5, 50 m/s
- Energie cinétique théorique $E = 1/2\ 6x(5, 50)^2 = 95$ joules
- Ralentissement = 14 x 0, 0981 = 1, 37
  5, 50 - 1, 37 = 1, 63 m/s
- Enérgie réelle de rupture = $1/2\ 6x(1, 88)^2 \# 11$
  E = 95 - 11 = 84 joules .

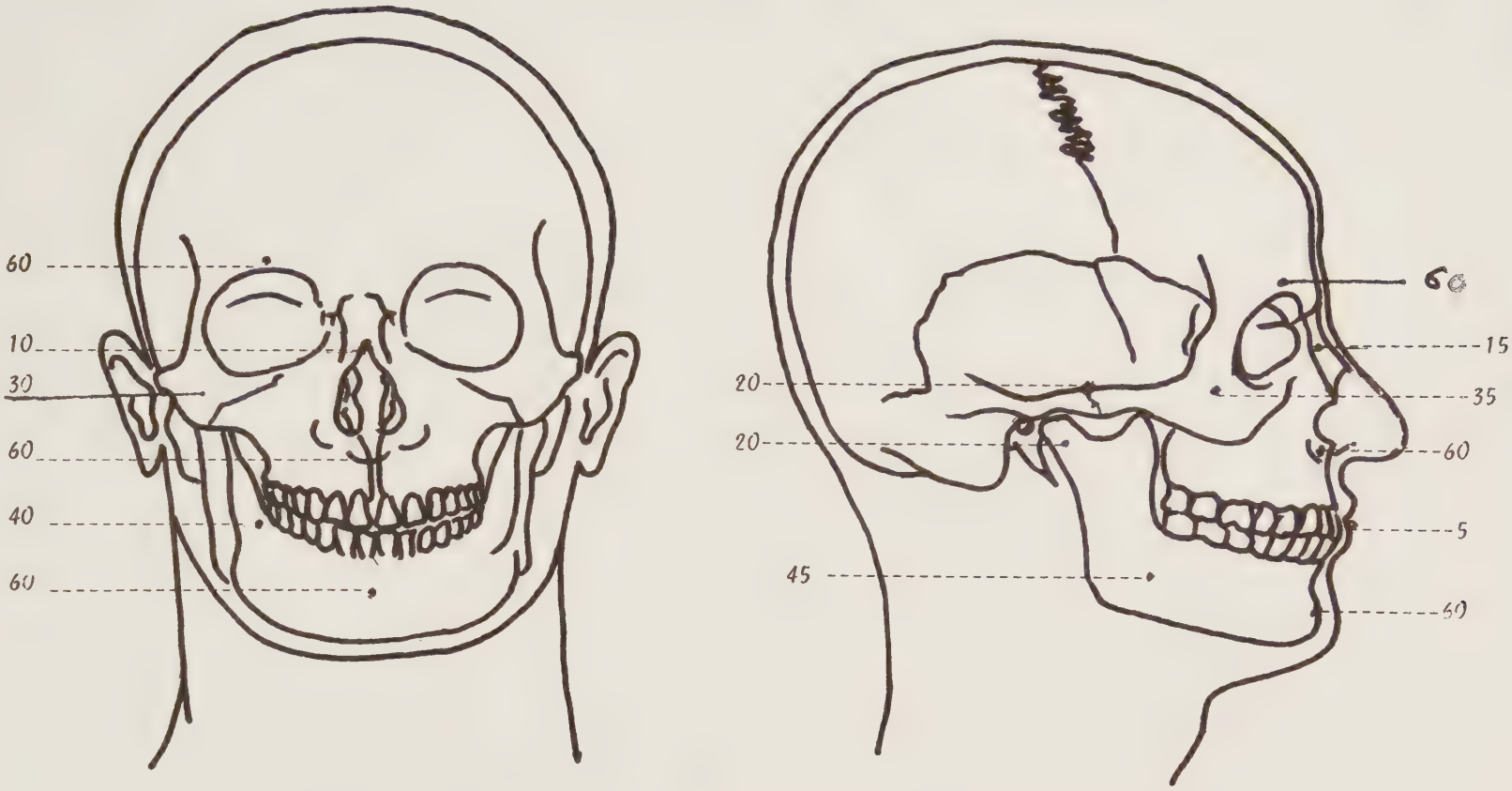

SAFETY FILM



EXPERIENCE n° 24

Nous avons poursuivi nos essais sur 18 têtes humaines qui ont été soumises respectivement à 4 à 6 chocs de face ou de profil, plus particulièrement dirigés sur telle ou telle partie du visage . Nous avons ainsi pu faire une centaine d'enregistrements . Après avoir apporté les corrections nécessaires à l'établissement de résultat définitif conformément aux données d'expérience, c'est-à-dire après avoir majoré de 33% la valeur moyenne brute des chiffres trouvés au cours de l'expérimentation sur le cadavre, pour tenir compte de coefficient d'altération liée à l'embaumement, nous pensons proposer le tableau récapitulatif suivant correspondant à la valeur la plus approchée de la résistance des os de la face au traumatisme sur l'homme vivant , tel qu'elle ressort de cette étude .

Il est important de préciser que pour des énergies utiles, de même valeur et dans des conditions d'expérience équivalentes, l'interposition d'un cube de polyuréthane de 4 centimètres d'épaisseur suffit à éviter la plupart des fractures et c'est en moyenne le tiers de l'énergie efficace qui se trouve ainsi absorbée .



Valeur des résistances moyennes du squelette facial exprimées en joules selon que le choc est frontal ou sagittal

DE LA FACE AU TRAUMATISME DIRECT EN VALEUR MOYENNE

Cible	*Poids Kg*	*Hauteur m*	*Décelé Mx*	*Force en D.N.*	*Energie utile de rupture (joules)*	*Résultats anatomiques*
Incisives	4	0,10 à 0,20	15 à 30	60 à 120	5 à 6	Fracture luxation simple
Canines Molaires	4	0,20 à 0,50	20 à 40	80 à 100	6 à 10	Fracture coronaire, luxation
Cartilage nasal os propres du nez	4	0,20 à 0,50	25 à 60	100 à 200	10 à 20	Fracture, luxation
Max.sup.	4	1 à 1,50	50 à 80	200 à 300	20 à 40	Fracture alvéolaire Fracture dentaire radiculaire
Malaire	4	1,50	50 à 80	200 à 300	20 à 40	Fracture de Guérin Fracture zygomatique
Max. sup.	6	1,50	80 à 120	300 à 500	40 à 60	Disjonction cranio-faciale. Ecrasement du complexe naso-ethmoï-dal. Ouverture du sinus
Malaire	6	1,50	60 à 120	300 à 500	40 à 60	Fracture du corps Luxation et enfoncement de la pommette.
Maxil.inf.	4	1 à 1,50	50 à 80	200 à 300	20 à 40	Fracture du col, sous condylienne
Maxil.inf.	6	1,50	60 à 120	300 à 450	40 à 60	Fracture du corps mandibulaire
Arcade orb.	6	1,50	60 à 120	300 à 450	50 à 65	Fracture du frontal

3 - ETUDE DE LA DIRECTION DE LA FORCE VULNERANTE .

Nous avons retenu deux axes traumatiques essentiels :

- de face,
- de profil .

Dans le cas des chocs de face l'axe du déplacement du mobile est orienté suivant la direction correspondant à l'intersection du plan sagittal médian et du plan de Francfort .

Dans les cas de chocs de profil, l'axe de déplacement du mobile frappeur, est orienté perpendiculairement à la direction précédente, c'est-à-dire au plan de l'arc zygomatique .

a) Etude des chocs de face

Ce sont les zones les plus saillantes qui sont d'abord les plus vulnérables, l'auvent nasal, les glabelles et les sinus frontaux, les arcades orbitaires frontales .

La bio-mécanique qui préside à la répartition des forces selon la structure des bases osseuses va provoquer la rupture des os les moins résistants au maxillaire supérieur selon les schémas classiques de GUERIN, de LE FORT, de RICHET de WALTER, etc ... et au maxillaire inférieur au niveau des zones de faiblesse au col du condyle et de l'angle mandibulaire .

- Au niveau du maxillaire supérieur , nous avons ainsi retrouvé pour un traumatisme sagittal pré-maxillaire incisif médian supérieur, deux fractures de Guérin, c'est-à-dire , un trait passant par l'échancrure nasale,

l'arcade alvéolaire au-dessus des apex des dents qui sont détachées à la manière d'un dentier et fêlure des apophyses ptérygoïdes au 1/3 inférieur sans déplacement .
L'énergie moyenne de rupture était de 45 joules .

Avec un traumatisme médio-facial sagittal plus intense, quatre fractures de LE FORT II avec leurs deux traits caractéristiques :

. un trait externe coupant la partie moyenne des os propres, de l'apophyse montante du maxillaire supérieur, l'os lacrymal, le sinus maxillaire et les apophyses ptérygoïdes , la cloison externe des fosses nasales entre le cornet inférieur et le cornet moyen, pour retrouver le trait de section de l'apophyse montante du maxillaire supérieur .

. un trait médian sectionnant la cloison interne des fosses nasales, la lame perpendiculaire de l'ethmoïde et le vomer dans leur partie basse .
L'énergie moyenne de rupture était de 50 joules .

Avec un traumatisme nasal toujours sagittalement porté d'avant en arrière, mais localisé un peu plus haut que précédemment, nous avons reconnu trois fractures de LE FORT III avec :

. un trait interne coupant la partie haute des os propres du nez, la jonction fronto-maxillaire, le sphénoïde au-dessous du canal optique qui est respecté et la fente sphéno-maxillaire .

. un trait externe vers la grande aile, la fente sphéno-maxillaire et l'apophyse orbitaire externe du frontal à son articulation avec le malaire .

. un trait latéral sur l'apophyse zygomatique .

. un trait médian sur le septum nasal, la lame perpendiculaire de l'ethmoïde près de la lame criblée et le vomer.
L'énergie moyenne de rupture était de 65 joules .

Mais à côté de ces types classiques de fracas faciaux, nous avons rencontré plus souvent (10 fois) des associations multiples avec des extensions vers la base du crâne et vers la voûte palatine avec disjonction inter-maxillaire et des traits atypiques bilatéraux, souvent provoqués par la pénétration en coin des zones les plus résistantes dans un os voisin alvéolaire et fragile .

- Au niveau du maxillaire inférieur :

. Si l'intensité du choc est modérée, la fracture est parcellaire et c'est le rebord alvéolaire qui est le plus souvent fissuré d'un ou plusieurs traits qui ne font pas céder le rebord basilaire .
L'énergie moyenne de rupture est de 30 joules .

. Si le choc est plus important les fractures intéressent toute la hauteur du corps mandibulaire au niveau de la portion para-médiane de la branche horizontale et s'accompagnent souvent d'une décapitation du condyle opposé .

Le trait est vertical médian ou largement oblique et c'est l'équilibre musculaire qui commandera le déplacement . Le col du condyle très mince se fracture ou bien l'angle mandibulaire sur la face interne de la table osseuse rétro-malaire au niveau de la dent de sagesse .

Les travaux de DUFOURMENTEL, de GINESTET, de D. F. HUELCKE ont amplement démontré tous ces faits .

Les zones édentées constituent des points de faiblesse les plus fréquemment suivis par les traits de fracture au niveau de la branche horizontale .

L'énergie moyenne de rupture est de 50 joules .

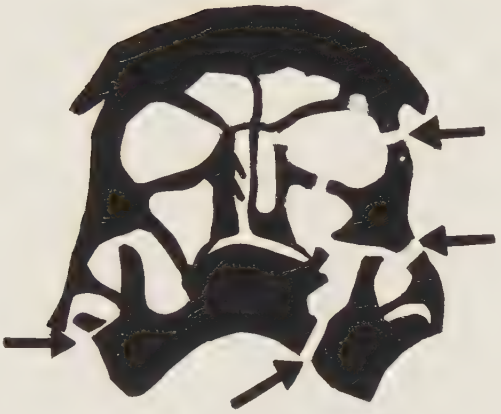
1 - *Schéma de squelette facial indemne de tout choc traumatique.*

2 - *Schéma de squlette facial après un choc traumatique latéral gauche.*
Remarquer la décapitation du condyle droit.

3 - *Schéma du squelette facial après un choc traumatique frontal médian provoquant la dislocation bilatérale et symétrique des os de la face.*

Les flèches indiquent les zones préférentielle de fracture.

1



2

3

b) Etude des chocs de profil.

Il faut tenir compte de l'orientation plus ou moins latérale de la force vulnérante .

- Si le coup est porté obliquement au malaire, suivant un angle de 45°, le choc se produit au niveau de l'alvéole de la canine . Le maxillaire supérieur est fracturé . Le trait part du tiers interne de l'orbite puis oblique en bas et en dehors, descend vers le bord inférieur de l'apophyse pyramidale qu'il sectionne en remontant sur la face postérieure de cette apophyse au niveau de la suture maxillo-malaire .

Ce trait se termine vers l'extrémité de la fente sphéno-maxillaire, le déplacement est inexistant .

L'énergie moyenne de rupture est de 35 joules .

Si la force vulnérante est plus importante, il y a fracture du malaire, de la paroi externe et du plancher de l'orbite. Le bloc malaire -apophyse pyramidale subit un déplacement tel que sa pointe inférieure plonge dans le sinus et son angle supérieur est déplacé en dehors .

Enfin si le choc traumatique est encore plus grand, le bloc malaire -apophyse pyramidale est totalement détaché . Le déplacement se fait suivant un axe horizontal . L'angle inférieur pyramidal plonge dans le sinus, son angle supérieur s'écarte en dehors en bas et en avant, son angle antérieur se porte en dehors et en avant, son angle postérieur en dehors .

L'énergie moyenne de rupture est de 40 joules .

- Si le traumatisme est dirigé latéralement , et perpendiculairement au malaire, ce sont les arcs -boutants de fixation de cet os qui vont céder :

au niveau du point d'impact il y a fracture de l'arcade zygomato-malaire :

- à un trait : le trait vertical siège en avant du tubercule zygomatique antérieur au niveau du choc. Les fragments sont déplacés de façon à ce que la partie moyenne de l'arcade soit déformée en V .
L'énergie moyenne de rupture est de 35 joules .

- à deux traits : le trait postérieur siège en arrière de de la suture zygomato-malaire, et le trait antérieur sectionne l'angle postérieur du malaire . Le fragment intermédiaire est luxé en dedans, sa pointe antérieure s'enfonçant dans la zone temporale .

- à trois traits : le choc est plus violent, il y a dislocation de l'arcade zygoto-malaire .
Il y a souvent en même temps luxation du malaire les traits passant au voisinage des sutures fronto-malaires et maxillo-malaires.
L'énergie moyenne de rupture est de 40 joules .

Plus rarement il y a fracture du malaire au niveau de l'apophyse orbitaire externe, ou fracture verticale dans l'épaisseur du malaire , avec fracture -dislocation du plancher-orbitaire .
L'énergie moyenne de rupture est de 60 joules.

Dans le cas où le traumatisme se produit au dessous de l'arcade zygomatique c'est la branche montante du maxillaire inférieur qui supporte le poids des forces vulnérantes, protégé par le masséter qui fait corps avec elle.

Il s'agit le plus souvent de fracas indirects avec des traits au niveau du col du condyle, parfois du côté opposé;ou bien au niveau de la région parasymphysaire en particulier s'il y a une zone d'édentation qui a affaibli la résistance de la branche horizontale .

Dans le cas de fracture directe, c'est l'apophyse coronoïde, la branche montante et l'angle mandibulaire qui sont le plus fréquemment fracturés. Les déplacements se font en fonction du point d'application et des tractions musculaires secondaires . Une compression bi-latérale de la mandibule lors d'un traumatisme provoquera une fracture de la symphyse. La table externe soumise à une forte pression par augmentation de sa courbure naturelle sera la première à se rompre, puis suivra par un trait sinueux la table interne.
L'énergie moyenne de rupture était de 50 joules .

4 - ETUDE DE LA SURFACE D'IMPACT DE L'AGENT VULNERANT

La forme et la surface de la pièce utilisée comme frappeur pouvaient nous l'avons vu varier au gré de l'expérimentation .

Schématiquement, nous retiendrons le cas où la surface d'impact était punctiforme (cylindre boule) et le cas où la plaque de la face inférieure du chariot, surface plane et lisse, de 15 cm de diamètre, venait heurter la tête en fin de course .

Nous laissons de côté les cas particuliers comme le coffre à gants ouvert qui agit comme un tranchoir ou le verre brisé du pare-brise qui sectionne les tissus mous, etc ... les dossiers du siège avant contondants, etc...

a) Surface punctiforme .

Dans cette éventualité, la totalité de l'énergie reste focalisée et les dégâts s'ils sont circonscrits seront proportionnellement à l'énergie dispensée plus importants, avec une tendance perforante .

La peau est déchirée, l'os sous-jacent éclate en plusieurs fragments .

Les formes de fracture sont atypiques et sont étroitement dépendantes de la force du traumatisme et de sa direction . Le type de ces fractures est la fracture dentaire, alvéolaire, orbitaire, nasale, palatine ou zygomatique, isolées pour les faibles énergies, multiples pour les énergies de 40 à 60 joules .

Dans le cas d'un choc de grande énergie les lésions sont très graves avec des fractures comminutives, enfoncement des pare-chocs naturels au niveau du

point d'impact et propagation éventuelle aux territoires avoisinants; les zones les plus résistantes se trouvant luxées et projetées à la manière d'un coin dans les régions immédiatement environnantes moins résistantes .

b) Surface large :

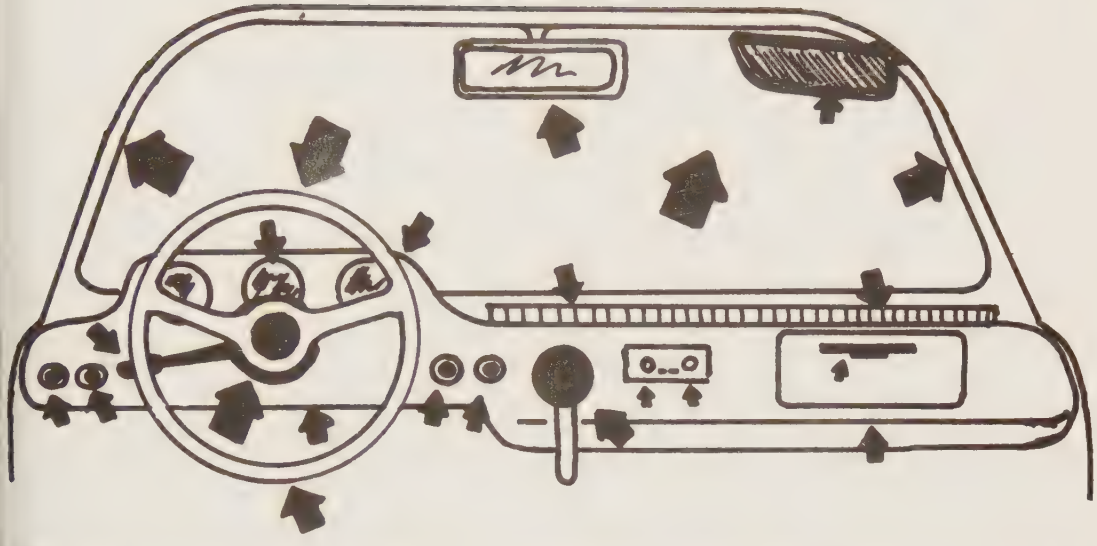
Les forces sont ici uniformément réparties sur une grande surface de l'ensemble du visage et les blessures seront à type de mâchures .

Ce sont donc les parties les plus saillantes de la face qui sont les premières intéressées :

- le nez -le menton - les malaires- mais dès que les butoirs naturels sont englobés dans le choc comme : l'épine nasale du frontal -les arcades orbito-malaires- l'éminence mentonnière, les régions incisives -etc... l'évolution est fonction des forces d'impact :

Si l'énergie est faible (moins de 40 joules) , les butoirs naturels de résistance suffiront à arrêter le frappeur, les os peuvent rester indemnes ou présenter de simples fissures et les lésions seront bénignes ou bien ce seront des régions sises à distance qui seront fracturées par dispersion de l'énergie . Si l'énergie est importante, les lésions vont être diffusées - Energie de 60 joules par exemple - les fissures de rupture vont emprunter les lignes de faiblesse classiques en fonction de l'orientation du choc initial .

Si l'énergie d'impact est beaucoup plus grande, les lésions auront une forme totale, avec éclatement complet des plans profonds, les deux maxillaires réagissent l'un sur l'autre, l'arc incisif est projeté en arrière, la voûte palatine est disloquée, les malaires s'enfoncent en coin dans les fosses nasales et les sinus éclatent en coquille d'œuf . Les condyles, la symphyse mandibulaire sont fracturés et luxés avec chevauchement et décalage en fonction des tractions musculaires réalisant l'aspect classique des fracas maxillo-faciaux totaux par écrasement .



Zones les plus contondantes des habitacles de nombreuses automobiles. celles-ci devraient être supprimées ou protégées efficacement par des rembourrages protecteurs. et par encastrement.

L'énergie absorbée est alors supérieure à 120 joules.

En résumé, pour éviter des dégâts osseux importants, il est nécessaire d'augmenter la surface d'impact .

Il faudra éviter les arêtes vives dont l'indice de déformation est minime, réduisant la surface de choc et provoquant de ce fait des pointes de décélération qui dépassent la tolérance des tissus et des parenchymes jusqu'à la déchirure .

Le galbe des matériaux utilisés dans la conception de l'habitacle devra être étudié pour assurer une meilleure répartition des forces et une réduction de l'énergie traumatisante . Toutes les surfaces saillantes , boutons de commande, poussoirs, volant, accessoires divers, devront pouvoir s'escamoter ou être susceptibles de se rompre avec une énergie inférieure à l'énergie vulnérante .

La colonne de direction constitue à ce propos un un élément fondamental et elle doit être protégée par une épaisse couche de polyuréthane de 5 centimètres formant "plastron"amortisseur et en outre munie d'un système d'escamotage pour des énergies supérieures à 50 joules .

---

5 - ETUDE DE LA FIXITE DE LA ZONE D'IMPACT

Au cours de ces expériences nous avons contrôlé à plusieurs reprises que le frappeur que nous utilisions au lieu de rester bloqué sur la zone d'impact , glissait par suite d'un déplacement léger de la tête ou d'un glissement sur la peau ou les couches musculaires .

Dès lors la dispersion des forces était toute différente et le glissement tangentiel qui s'ensuivait, modifiait considérablement les possibilités de production de fracas osseux . Dans ces conditions particulières l'énergie nécessaire à la production de fractures est évidemment beaucoup plus importante , l'amortissement étant bien meilleur .

Cette observation explique en grande partie les divergences qui existent entre les résultats de nos mesures d'énergie vulnérante et ceux de certains auteurs américains tels que SWEARINGEN ou VOIGT R. HOGDSON qui laissaient à la tête la possibilité de se déplacer, alors que nous nous sommes efforcé au contraire de la fixer de façon précise, pour éviter cette dispersion des forces et faciliter la mesure de l'énergie minimale susceptible de produire un fracas osseux dans l'absolu .

Cependant, nous avons eu quelques difficultés pour fixer les mandibules de nos têtes entières, du fait de leur mobilité propre et de leurs formes assez fuyantes. Il est arrivé à plusieurs reprises au cours de nos essais que la masse contondante glisse sur les rebords d'une mandibule qui s'était largement déplacée sous l'action du choc, en particulier par l'ouverture de la bouche .

Il est évident que dans ces cas, l'énergie nécessaire pour produire la fracture était de 2 ou 3 fois plus grande atteignant parfois 100 joules .

1 - *Attitude normale de conduite, sans système de sécurité.*

2 - *Conséquences d'un choc frontal déterminant la projection de l'automobiliste contre la barre de direction et dans le parebrise.*

3 - *Inconvénients d'une ceinture unique, type sangle "abdominale".*

4 - *Inconvénients d'une ceinture unique type sangle "baudrier".*

5 - *Immobilisation efficace dans le plan frontal et dans le plan sagittal par deux ceintures indépendantes assurant un maximum de retenue.*

1

2

3

4

5

A défaut de ce système, nous savons que les constructeurs d'automobiles étudient actuellement un mécanisme de gonflement ultra-rapide de ballonnets, par de l'air sous pression produit par une explosion, qui éviteraient les déplacements brusques du corps des automobilistes sous l'action de la décélération et leur contact brutal avec les parois de l'habitacle, tout en conservant une certaine mobilité à la victime en puissance susceptible de lui faciliter une protection consciente volontaire.

Enfin, d'ores et déjà, l'existence des ceintures de sécurité est un palliatif très efficace à condition toutefois qu'elles soient utilisées par les usagers de façon systématique car l'accident arrive toujours à l'instant le plus imprévu .

La ceinture abdominale est insuffisante car elle ne permet pas de protéger le visage .

La ceinture baudrier seule, est aussi imparfaite car elle est susceptible de laisser au passager qui n'a pas de points d'appuis sur le volant, une mobilité telle qu'il peut se blesser avec elle à la tête et au cou .

C'est donc l'association des deux ceintures qui conditionne un calage suffisant de l'automobiliste .

Les statistiques sont formelles et prouvent à l'évidence, nous l'avons vu au début de notre exposé , leur efficacité .

Les Suédois ont prouvé que l'utilisation de ces moyens préventifs réduisent de 57 % le nombre des morts pour une vitesse inférieure à 50 km/heure et de 38 % à vitesse égale à 100 km/heure .

Les blessure du visage dans les mêmes conditions diminuent de 45 % .

La plupart des ceintures actuelles sont fixées en trois points le baudrier et la ceinture abdominale convergeant vers le plancher du même côté sont fixées par une seule fiche .

Ce système serait dangereux au point de vue abdominal et il y aurait intérêt à fixer les deux ceintures de sécurité à 4 points fixes indépendants ce qui augmenterait la solidité de l'ensemble .

Pour éviter l'encombrement de ces dispositifs, certains ingénieurs ont étudié un système d'épaulettes mobiles, qui s'appliqueraient en cas de chocs, à partir de la face dorsale du siège avant, sous l'action d'un mécanisme moteur autonome couplé avec un système de ballonnets gonflables évitant la projection sous le tableau de bord .

---

6 - ETUDE DE LA STRUCTURE DE LA REGION D'IMPACT

Lorsqu'on examine une face humaine on constate que sa structure est loin d'être homogène .

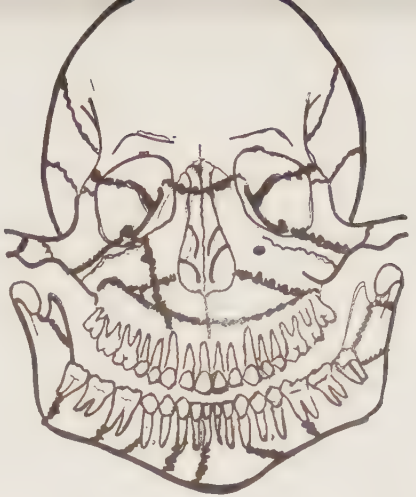
Anatomiquement, elle se divise en deux massifs distincts, le supérieur et l'inférieur .

- Le massif facial supérieur statique, soudé à la base du crâne est en harmonie structurale et rattaché à elle par :

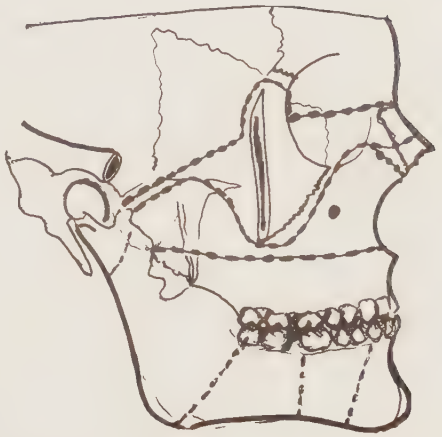
. deux piliers internes ou canins qui, par l'intermédiaire des apophyses montantes des maxillaires supérieurs s'articulent avec le frontal .

1

2



3



4

Schēmas 1 et 2 -

En noir les zones de rēsistance des massifs faciaux de face et de profil.

Schēmas 3 et 4 -

En pointillē les zones de faiblesse des massifs faciaux de face et de profil

. deux piliers externes ou malaires, qui sont en relation avec les temporaux par les arcades zygomatiques, et avec le frontal par ses apophyses orbitaires externes .

. deux piliers postérieurs, ou ptérygoïdiens, soudés aux tubérosités des maxillaires supérieurs et en continuité avec le corps du sphénoïde .

La partie centrale de cet ensemble est constituée d'un assemblage de petits os à structure cellulaire, qui ne servent que de limites et de supports aux organes contenus dans l'orbite, dans les fosses nasales, dans la fosse ptérygo-maxillaire, dans la cavité buccale .

Ces os très fragiles masses latérales de l'ethmoïde, os propres du nez, os lacrymaux, cornets supérieurs, moyens et inférieurs, lame perpendiculaire, vomer, parois sinusales constituent le complexe naso-ethmoïdo-maxillaire . Ils cèdent pour des énergies contondantes de 25 à 35 joules .

Au contraire les malaires, les arcades orbitaires du frontal, l'arcade dentaire supérieure, l'épine nasale antérieure et du frontal constituent les zones de résistance dont la trabéculation renforce et solidarise les fines lamelles osseuses compactes, sous forme de véritables poutres de résistance qui ont été décrites par les anciens en particulier OMBREDANNE et SICHER . Leur fracture nécessite des énergies de 60 à 80 joules .

Les régions intermédiaires seront des zones de faiblesse c'est-à-dire entre le complexe médian naso-ethmoïdo-maxillaire, les planchers orbitaires, la jonction périapicale entre l'os basal et l'os alvéolaire, le pourtour de l'apophyse pyramidale, les segments amincis comme les arcades zygomatiques et c'est là que nous retrouverons le plus souvent les traits de fracture pour des énergies de 40 à 60 joules .

- Le massif facial inférieur au contraire est essentiellement mobile , latéralement sur les temporaux par l'intermédiaire des articulations temporo-mandibulaires et en avant sur l'arcade dentaire supérieure par l'articulé dentaire , l'occlusion centrique réalisant un blocage temporaire de ce jeu articulaire .

- Les zones de résistance sont l'éminence mentonnière, au milieu les lignes obliques externes latéralement, le bord basilaire en bas, le bord antérieur et postérieur de la branche montante en arrière .

L'énergie de rupture minimale sera comprise entre 50 et 70 joules .

- Les zones de faiblesse sont représentées par les régions à faible diamètre comme le col des condyles, ou les régions soumises à des forces mécaniques importantes, comme l'angle mandibulaire ou la région parasymphysaire au niveau des canines, et des prémolaires, et c'est à leur niveau que les fractures sont les plus fréquentes et le plus facile à déterminer pour des énergies de 40 à 50 joules .

Les parties molles qui recouvrent enfin ce squelette, peau et muscles peauciers, sont en relation étroite avec l'os et se modèlent sur lui n'en étant séparés que rarement par des couches musculaires plus épaisses .

L'angle et la branche montante de la mandibule sont recouverts par le masseter et le ptérygoïdien interne qui font corps avec lui . Dans le cas de choc de profil il faudra à ce niveau des énergies de 60 joules pour déterminer une fracture . Tout le reste est peu protégé par un tissu cellulo-graisseux, disposé en couches minces, ce qui favorise la production des fractures surtout sur le cadavre . Sur le vivant, les muscles conditionnent les déplacements et favorisent parfois la production des fractures mandibulaires .

Nous étions dans l'ignorance des facteurs individuels commandés par les antécédents des sujets soumis à notre expérimentation de sorte que nous ne pouvons donner de résultats précis de la résistance comparative des os selon le sexe ou l'âge . Cependant, il nous est apparu de façon subjective,avec une grande probabilité, que les facteurs individuels divers sont trop variables pour qu'une telle classification puisse être faite . même lorsqu'on a des précisions sur ces antécédents .

En outre, nous avons opéré sur un nombre trop faible d'individus pour que cela ait un intérêt statistique . Pour toutes ces raisons nos essais n'ont pu être faits que sur des os de la face entiers ou sur des fragments prélevés sur le bord basilaire ou le bord postérieur de la mandibule . Seules ces zones s'approchaient des données expérimentales théoriques prévues par notre méthode d'investigation .

La plupart de nos essais ont été faits sur des os de la face de cadavres embaumés dans des solutions de formol alcoolique .

Il est d'ailleurs assez rare de trouver au niveau de ces os un trait linéaire et régulier comme au niveau du malaire , des os propres du nez ou de la branche verticale de la mandibule . Le plus souvent, il s'agit d'une fragmentation osseuse très inégale combinée à un tassement du tissu spongieux . Le résultat est une déformation globale des contours avec une zone impactée dont la réduction chirurgicale pour être efficace, doit être précoce .

Enfin, les luxations dentaires ou les fractures corono-radiculaires accompagnent souvent ces traumatismes ainsi que les luxations des petits os et des zones papyracées du sinus, de l'orbite ou des fosses nasales .

La région d'impact joue donc un rôle essentiel dans la résistance au choc et si le maxillaire, l'arcade incisivo-canine, l'épine nasale du wat ill supérieur, l'éminence mentonnière les arcades orbitaires sont très dures, les régions intermédiaires sont nous l'avons vu particulièrement fragiles .

Il faut remarquer toutefois que le traitement conservateur de la peau , des muscles et des muqueuses a modifié leurs qualités de résistance et les a durcis . Compte-tenu de cette perte de souplesse et de la mobilité de certains plans osseux tels que la mandibule, ce facteur ne fait pas varier de façon importante la valeur des résultats globaux de notre expérimentation .

RESISTANCE DE L'OS ALVEOLAIRE ET DES DENTS

Une place particulière doit être faite à l'étude de la résistance de la région d'impact au niveau de l'os alvéolaire .

Nous avons remarqué en disséquant les traits de fracture, que si les racines des dents constituent un élément propice à la production des fractures par l'affaiblissement de l'épaisseur de l'os qu'elles déterminent , par contre, il est rare que le trait passe par l'alvéole lui-même .

Il semble que le cône radiculo-alvéolaire constitue un tout homogène, hautement résistant, que contourne le trait de fracture, qui passe plutôt entre les procès alvéolaires et non par les racines elles-mêmes .

De même, en cas de fractures dentaires; il arrive que la racine soit rompue en deux ou trois fragments, sans que l'os alvéolaire soit directement intéressé .

Cette résistance particulière paraît être due à l'existence au sein du tissu alvéolaire, de fibres conjonctives très riches en fibrilles denses et en fibres de Sharpey dans le ligament alvéolo-dentaire et qui se prolongent dans les surfaces d'attaches osseuses ; enfin , la lamina dura sur la face interne de l'alvéole, augmente les qualités d'écran protecteur déjà ébauché par le tissu

fibreux : les difficultés rencontrées au cours des extractions des racines sont la confirmation de l'importance du périodonte, comme facteur de résistance . Il arrive qu'une partie de l'alvéole suive la dent et la racine sans que le ligament soit déchiré .

Par contre, lorsque l'alvéole n'est pas encore formée comme par exemple dans le cas d'un germe de dent de sagesse en évolution, la fracture passe toujours par le crypte dentaire .

Parmi les huit maxillaires dentées que nous avons expérimentées, nous avons provoqué, le plus souvent, la mobilisation de l'os alvéolaire, partiellement fracturé en même temps que de la racine, et ce n'est que dans trois cas que nous avons obtenu l'avulsion sans fracas alvéolaire pour des énergies de 6 à 10 joules .

Les dents monoradiculées n'ont été fracturées, sans lésions alvéolaire que dans quatre cas où le traumatisme direct avait intéressé leur tiers occlusal .

Les autres fois elles ont été arrachées ou luxées avec fracture de l'os alvéolaire, associée parfois à une fracture radiculaire avec toujours la fracture de l'os alvéolaire pour des énergies de 10 à 20 joules .

Les dents pluri-radiculées sont soit fracturées (molaires) soit luxées (prémolaires supérieures) avec toujours la fracture de l'os alvéolaire pour des énergies de 20 à 30 joules .

CONCLUSIONS

°°°

1°- Les statistiques les plus récentes confirment l'augmentation constante du nombre des accidents de la circulation et mettent en évidence une aggravation de leurs conséquences maxillo-faciales .

La tête est en effet intéressée dans 65 % des dommages corporels, et 28 % des blessés présentent des séquelles anatomiques et fonctionnelles du visage .

La face est essentiellement constituée d'une charpente osseuse qui lui donne sa forme générale, abrite les organes des sens et protège les éléments les plus fragiles (artères, veines, nerfs...etc), tout en servant de support aux muscles de la mimique, aux muscles masticateurs et à la peau .

Ainsi les lésions des parties molles bien que les plus spectaculaires, ne sont en fait que de deuxième urgence .

L'élément fondamental de tout véritable acte chirurgical thérapeutique reste la reconstitution des bases squelettiques .

Ce sont ces raisons qui nous ont amené à étudier la capacité de résistance de la face aux chocs traumatiques, la plupart des publications ne s'intéressant qu'au crâne .

2°- Notre étude a été conduite sur des têtes de cadavres humains, traités par embaumement dans des solutions de formol alcoolisé .

Dans une première série d'expériences, nous avons soumis des tibias et des côtes de porc à l'action de ces solutions, mettant ainsi en évidence une altération de leur résistance à la traction et à la flexion qui s'est accompagnée d'une diminution de leur résistance aux chocs de près de 30 % .

Les résultats de nos recherches sur 18 têtes humaines ont donc été majorés dans cette même proportion pour appréhender avec le maximum de précision, la valeur absolue de la résistance biologique du squelette qui en constitue l'armature naturelle .

3°- Notre expérimentation a été réalisée à l'aide d'un appareillage original, permettant de produire des chocs d'intensité déterminée, pouvant varier de 0,20 kg/m à 28 kg/m .

Ce système mécanique simple, dont l'action contondante est directement liée à la variation du poids et de la hauteur de chute d'une masse mobile, glisse sans frottement, sur des bagues de téflon, entre deux guides métalliques verticaux, et vient frapper la tête entière fixée en fin de course, permettant ainsi aux forces de résistance de se développer naturellement à travers la peau, les muscles et le squelette .

Les enregistrements ont été réalisés sur film défilant à 65 centimètres par seconde, à l'aide d'un accéléromètre à jauge de contrainte, couplé, avec un pont de mesure, dont les variations de tension ont été amplifiées et injectées à un oscilloscope cathodique . Leur analyse graphique a permis de préciser l'énergie nécessaire à la rupture de tel ou tel groupe osseux testé .

Nous avons ainsi étudié successivement les rôles de la nature de l'agent contondant et de l'intensité minimale d'énergie nécessaire à la production de la

fracture, selon la direction de la force vulnérante, l'importance de la surface d'impact, la fixité de la tête au moment du choc et de la structure de la région impactée.

Les os de la face sont apparus être plus fragiles que les autres pièces du squelette humain . Les essais de traction ou de flexion ont provoqué leur rupture pour des forces variant de 100 à 500 décanewtons et pour des énergies de choc comprises entre 6 et 60 joules, selon leur morphologie individuelle, leurs rapports anatomiques et leurs qualités mécaniques liées à leur structure propre .

Le résultat de l'impact dépend évidemment de la force de rupture envisagée entre 80 et 500 décanewtons, mais aussi de sa durée d'application .

Des forces de plus de 800 décanewtons peuvent être supportées moins de 4 millisecondes .

Dans les conditions habituelles de choc, qui sont de cet ordre, la fracture de l'os est constante pour des forces de rupture bien inférieures .

Nous avons constaté qu'une force plus faible, peut être plus dangereuse, si son temps d'action dépasse 4 millisecondes .

Le classement des os de la face par ordre de résistance croissante à la rupture est le suivant :

- de 6 à 30 joules, les plus fragiles (nez, dents, os alvéolaire, cornets sinusiens, etc ...)
- de 45 à 55 joules, les malaires et la mandibule .
- de 55 à 65 joules, les maxillaires supérieurs, sous certaines incidences, le corps du malaire, la symphyse mentonnière .

Dans l'ensemble, les chocs frontaux sont apparus plus vulnérants que les chocs de profil .

4°- Les mêmes expériences, après interposition d'un matelassage de mousse de polyuréthane dense de 4cm d'épaisseur entre le cylindre de frappe et la face testée, ont permis de démontrer que pour des énergies inférieures à 80 joules et des forces de 450 décanewtons, ce dispositif simple suffisait à éviter la fracture de l'os sous-jacent .

La protection contre les fracas osseux de la face pourrait donc être améliorée par la généralisation de techniques de capitonnage comportant un rembourrage comparable à celui de nos essais expérimentaux .

Les constructeurs d'automobiles, et en particulier les français, ont fait de très sérieux efforts dans ce sens .

Ils ont amélioré les moyens de protection actifs tels que le freinage, la tenue de route, les pneumatiques, etc ... et, depuis ces dernières années, les moyens passifs tels que la suppression de tout objet contondant de faible surface par leur encastrement dans les tableaux de bord en polyuréthane déformable, la mobilité de la colonne de direction permettant son télescopage ou sa rupture précoce à distance, par l'aménagement des rétroviseurs intérieurs ou extérieurs, par la mise à la disposition des automobilistes de ceintures de sécurité, etc ... qui constituent un bilan positif non négligeable au point de vue maxillo-facial .

5°- Dans cette étude des traumatismes faciaux , il nous a paru essentiel de nous intéresser au problème du pare-brise .

Une controverse s'est établie à ce propos entre les pare-brises du type "sécurit" "virsurit" et autres verres trempés qui restent fragiles et se brisent en multiples fragments pour des énergies relativement faibles, ce qui favorise la production de vastes délabrements cutanés et muqueux et le pare-brise feuilleté, du genre

"triplex", qui s'étoile sous l'action de forces relativement importantes, sans se briser entièrement puis s'éjecte si l'énergie devient plus grande .

A notre avis, le pare-brise idéal doit répondre à des impératifs difficiles à concilier, d'une part le maintien d'une transparence parfaite et d'autre part une capacité de déformation, telle que, sans se rompre, et sans imposer un choc vulnérant, il puisse éviter l'éjection du passager .

Dans cet esprit, l'épaisseur de la couche intermédiaire de butyral polivynylique a été portée de 0, 36 mm à 0, 76 mm, mais son augmentation à 1, 50mm pourrait être un élément intéressant, à condition de conserver ses mêmes capacités de déformation et d'élasticité ou même de les majorer par des études physico-chimiques plus poussées .

6°- Nos expériences sur les cadavres ont démontré que l'énergie absorbée varie suivant l'angle d'impact, la position de la tête étant capable de favoriser la déviation et le glissement de la masse contondante et dans certains cas d'entraîner le doublement de l'énergie absorbée sans production de fracture .

A la lumière de cette observation, il nous paraît que les appuis-tête doivent être placés à 10 cm en arrière du vertex occipital .

Ils laissent ainsi à la tête et aux épaules une certaine liberté de manœuvre tout en évitant le coup de fouet cervical dans les cas d'hyperextension postérieure et donnent à l'occupant de l'automobile la possibilité d'un déplacement salvateur de quelques dizaines de centimètres .

Les techniques les plus récentes à l'étude laissent d'ailleurs son autonomie entière à l'automobiliste, et ce n'est qu'au moment du choc que deux ballonnets gonflables se dilatant l'un au niveau de la face, l'autre au niveau des jambes, viennent protéger efficacement le conducteur et ses passagers au moins dans les cas de chocs frontaux.

7°- Enfin nous retiendrons que plus de 50 % des accidents ont lieu à une vitesse réelle de 50 km/heure- par suite du freinage entré en action dans les dernières secondes précédant la collision . Nous pouvons donc espérer que par la vulgarisation et le perfectionnement des moyens de prévention déjà existants d'une part, la prise de conscience par les usagers des possibilités de protection mises à leur disposition d'autre part, il sera possible de diminuer le nombre et la gravité des blessures faciales dans une proportion de 45 % .

BIBLIOGRAPHIE

1- BENOIT P. - Etude expérimentale du mouvement vertical ou axial des dents : critères de leur résistance physiologique .
Thèse Barbezieux, Bordeaux 1951 .

2- BESSIERES E., DEPAULIS J., VERIN P. et LAUZERAL G. - Quelques considérations anatomo-pathologiques et physiopathologiques sur les "blow out fractures" .
J. Méd. Bordeaux, fév. 1964, 141, n°2, 227-234.

3- BONNET Cl. - Considérations étiologiques, anatomiques et thérapeutiques concernant 150 fractures de la face traitées dans le Service de Stomatologie du groupe hospitalier Cochin - Maternité - Thèse Paris, 1966, n°7, 114 pages.

4- BROWN D. O. - Les fractures des maxillaires (les différents types) .
Med. J. Australia, 5 nov. 1960, 47 , n°19 , 738-739 .

5- CERNEA, CREPY, PAYEN - Structure du maxillaire inférieur et confrontations radio-anatomo-cliniques .
Revue de Stomatologie, 1962, 62 (3) .

6- CHAMPY M. - Les traumatismes du nez .
Revue de Stomatologie n°4/5 - 267/279 .

7- CREPY Cl. - Mécanisme des fractures de l'étage supérieur de la face au cours des accidents de la route .
Revue du Praticien 1961, tome XI, n°2, pages 2147/2154 .

8- CREPY Cl. - Structures du maxillaire inférieur et confrontations anatomo-cliniques et radiologiques.
Revue de Stomatologie - T. 63, n°3-1962, p. 113/122 .

9- DECHEAUME M., CREPY C. , GARLOPEAU F. et MARTINETTI D. - Fractures comminutives ou écrasements de la face (formes anatomiques et indications thérapeutiques) . Revue Stomat., juill-août 1960, 61, n°7-8, 438-449, 5 fig.

10- EVANS F. G. - Choc et tension dans les os, leurs rapports avec les fractures et l'ostéogénèse . Springfield III, Charles C. Thomas, 1957 .

11- FRANCHEBOIS P . - Le mécanisme des fractures de l'apophyse coronoïde . Montpellier méd., fév. 1958, 101, n°2, 265-270.

12- FREIDEL - Incidences du port du casque. Annales Odonto-Stomatologiques. vol. XX, pag. 257-268 .

13- GAYNOR Evans - Etude de la résistance des os . Journal Surgery mars 1952, pag. 326 à 332 .

14- GINESTET C. - La circulation meurtrière . Revue d'Odonto-Stomatologie maxillo-faciale 1951, n°11, p. 297/308 .

15- GINESTET C. - Blessures de la face . Fiches Prat. Méd. Montpellier 1945 .

16- GRELLET M. - Lésions anatomiques dans les traumatismes latéraux de la face . Etude anatomique. Essai étiologique et pathogénique . Actualités odonto-stomat., déc. 1955, 9 , n°32, 453-474, 14 fig.

17- GRELLET M. - Anatomie pathologique des traumatismes de la région zygomato-malaire . Rev. Stomatol. juil. 1955, 56, n°7, 546-547 .

18- HAYNES Al. - Automotive collision Impact phénoména dans Accidents Analysis and impact Studies. Higway Research . Board Bulletin 142 - Washington (1956) .

19- HIRSCH C. et EVANS F. G. - Etudes de quelques propriétés physiques de l'os compact du nourrisson (résistance à la tension) - Acta orthop. scand. 1965, 35, n°4, 300-313 (bibliog.) (résumé franç.) .

20- HIRSCH C. et FRANKEL V. H. - Propriétés mécaniques et système squeletto-musculaire (muscles, os, étude des forces mises en jeu lors trauma) J. Trauma, nov. 1970, 10, n°11, 1045-1046 .

21- HOFFMANN V. - Dic Verbtzungen der Autoursanen ihre Enstelung und Verbütung - Forschungsberichte des anales n°679, Cologne 1959 .

22- HUELKE D. F. - BURDI A. R. et EYMAN C. E. - Relation entre les fractures mandibulaires et le point d'impact , la dentition et l'âge .
J. Oral Surg. Anesth. nov. 1962, 20, n°6, 478-481 .

23- HUELKE D. F. et BURDI A. R. - Traits de fractures mandibulaires en relation avec des dents ou des segments édentés .
J. Oral Surg., sept. 1964, 22, n°5, 396-405, 3 fig. (Bibliog.) .

24- HUELKE D. F. et HARGER H. J. - Mécanisme des fractures mandibulaires .
Etude expérimentale -
J. Oral Surg. fév. 1968, 26, n°2, 86-91 6 fig.

25- HUELKE D. F. et HARGER J. H. - Blessures maxillo-faciales . Nature et mécanisme .
J. Oral Surg. Juil. 1969, 27 , n°7, 451-460, 15 fig .

26- HUELKE D. F. et PATRICK L. M. - Fracture expérimentale, mécanique de la mandibule : appareils de mesure ayant le point d'impact situé sur le menton .
J. Dental Res. mai-juin 1964, 43 , n°3, 437-446, 5 fig .

27- JAMES W. et FICKLING W. - Rapports entre la structure des os de la face et des fractures des autres cas de blessures de la face .
Proc. Roy. Soc. Méd., fév. 1941, 34, n°4 , 205-211, 6 fig.

28- KLENERMAN L. , SWANSON S. A. et FREEMAN M. A. Une méthode d'évaluation clinique de la force des os .
Proc. Roy. Soc. Méd., sept. 1967, 60 , n°9, 850-854 .

29- KLEWANSKY P. - Les aspects anatomo-cliniques des fractures du maxillaire supérieur .
Méd. et Hyg. 14 oct. 1970, 28, n°933, 1478-1480 .

30- KLEWANSKY P. et SAAD M. - Etude anatomo-clinique des fractures condyliennes du maxillaire inférieur .
Rev. Franç. Odonto Stomat., oct. 1968, 15 , n°8, 1057-1086 .

31- KLEWANSKY P., BENARROCH E. et ZIMMERMANN M. - Etude anatomo-clinique concernant les fractures des maxillaires traitées au centre maxillo-facial de l'Institut dentaire de Strasbourg pendant les dix dernières années .
Rev. Franç. Odonto-Stomat., juin-juil. 1969, 16 , n°6, 791-816, 13 fig.

32- KLEWANSKY P. , BENARROCH E. et ZIMMERMANN M. - Etude anatomo-clinique concernant les fractures des maxillaires traitées au Centre maxillo-facial de l'Institut Dentaire dde Strasbourg pendant les dix dernières années .
Rev. franç. Odonto-Stomat. août-sept. 1969, 16 , n°7 , 919-942 .

33- KLEWANSKY P., BENARROCH E. et ZIMMERMANN M. - Etude anatomo-clinique concernant les fractures des maxillaires traitées au Centre maxillo-facial de l'Institut Dentaire de Strasbourg pendant les dix dernières années .
Rev. franç. Odonto-Stomat., oct. 1969, 16, n°8, 1065-1102 .

34- LE FORT- Etude expérimentale des fractures de la mâchoire supérieure .
Revue Chirurgicale 1901, tome I, p. 208 .

35- LINDSTRÖM D. - Une revue comparée des fractures maxillaires vues de 1948 à 1958 -
Suomen hammasläak. toim., mars 1960, 56, 16-29 in Dental Abstr. oct. 1960, 5 , n°10 , 596-597 .

36- LINDSTRÖM D. - Recherches comparées sur les fractures maxillaires de 1948 à 1958 -
Suomen haasläak. toim., 1960 , 56 , n°1, 16-29.

37- MARTINETTI D. - Les fractures multiples ou écrasements de la face . Etude anatomo-clinique et problèmes thérapeutiques .
Thèse Paris, 1960, n°932, 39 pages .

38- MASSON G. - Etude expérimentale du mécanisme des fractures des maxillaires .
Thèse Paris n°23, 1911 .

39- MICHELET F. X. - Bases physiologiques de l'implantation .
R. O. S. Midi de la France, n°4, 1971, p. 227/249.

40- OSIPOV-SINESTI G. - La fracture de la mandibule dans la zone canine par cause indirecte .
Quelques observations anatomo-cliniques et quelques considérations étio-pathogéniques .
Rev. Stomat., juin 1965, 66 , n°6, 299-311, 9 fig.

41- PAOLI C. - Formes anatomo-cliniques des fractures de l'arche zygomato-malaire et de l'apophyse coronoïde (à suivre) .
Ann. odonto-stom. 1952, 9, n°3 et 4, 83-86 .

42- ROAF R. - Propriétés mécaniques et physiologiques des os .
Proc. Roy. Soc. Med., sept. 1967, 60 , n°9, 847 .

43- ROWE N. L. - Fracture du squelette facial chez les enfants .
J. Oral Surg. , août 1968, 26, n°8, 505-515, 12 fig.

44- SCHICHARDT K., LOSCH G. et SPIESSL B. - Fractures crânio-faciales, principes, méthodes et résultats de leur traitement . Minerva chir. 31 août 1963, 18 , n°16, 764-765, 44 fig.

45- SOL G. - Etude anatomo-clinique des fractures du maxillaire inférieur .
Thèse Strasbourg, 1962 .

46- STAFFOLANI N. et MARCI F. - Variations du potentiel électrique de l'os mandibulaire soumis à un stress mécanique et ses réponses à un courant électrique faible .
Ann. di Stomat., nov. 1968, 17 , n°11, 923-936 , 11 fig. (bibl. , résumé français) .

47- STAPP J P. - Human tolerance deceleration .
J. A viet. Med. 22-42 1951 .

48- STRUCK H. et HERNANDEZ-RICHTER J. - Etude expérimentale sur l'animal de la surcharge de l'os in vivo . Nouvelle méthode de mesure 84e Journée Soc. allemande Chir. in Langenbecks Arch. Klin. Chir. 1967, 319 , 468-471 .

49- SWEARINGEN J. J. 1965 - Tolérance de la face humaine au choc traumatique .
Fédéral Aviation Ageney - Office Aviation Medecine 65-20 - D. Klaoma City .

50- TERNON Y. - Notions sur la résistance des pièces squelettiques et les contraintes qu'elles subissent . Conditions de la résistance .
Rev. Praticien , 11 oct. 1966, 16 , n°26, 3441-3446 .

51- VEDRINE J., KLEWANSKY P., FRANK R. et SOL G. - Etude anatomo-clinique de 587 cas de fractures du maxillaire inférieur .
Rev. Franç. Odonto-Stomat. oct. 1963, 10 , n°8, 1254 -1265 .

52- VOIGT R. - HOGDSON - Etude de la tolérance des os de la face au choc .
American Journal Anatomy - 120/1965 - p. 113 à 122 .

53- WALLERAND H. - Essai de classification et étude statistique des fractures de la branche montante du maxillaire inférieur -
Thèse Paris, 1960, n°571, 74 pages .

54- WARWICK J. - Etude de la structure des os de la face et de ses relations avec les fractures du squelette facial .
Proced of the Royal Society of Médecine, vol. 34, p. 205 à 210 .

55- WEAVER J.K. - Dureté microscopique de l'os (étude de la résistance à la pénétration) .
J. Bone Joint Surg. mars 1966, 48 -A , n°2 273-288, 8 fig. 5 tabl.

56- WEISS L. - Résistance aux pressions de la mandibule-
Oral Surg., fév. 1965, 19 , n°2, 253-262, 10 fig.

Le problème de la résistance mécanique de l'os .
Rev. Chir. orthop. sept. oct. 1963, 49 , n°5, 641.

EDITIONS BERGERET - 2, rue Bergeret - BORDEAUX. Tél. 91.12.59